







Digitized by the Internet Archive
in 2026

Lebenslauf

Am 19. Februar 1939 wurde ich als erster Sohn des Zahnarztes Dr. Hugo Schreiegg (seit 1945 für tot erklärt) und dessen Ehefrau Elisabeth Schreiegg, geb. Neumüller, in Marktreudwitz geboren. In Waldsassen, einer bayrischen Stadt an der tschechoslowakischen Grenze, wuchs ich auf und besuchte bis zu meinem zehnten Lebensjahr die Volksschule.

1949 trat ich in das humanistische Gymnasium des Klosters Metten ein, wo ich 1958 das Abitur ablegte. Im November des gleichen Jahres begann ich das Studium der Zahnheilkunde an der Universität München, das ich dort im Januar 1964 mit dem Staatsexamen abschloß.

Seit Mai 1964 bin ich der Verwalter der Dienstgeschäfte eines wissenschaftlichen Assistenten in der prothetischen Abteilung der Klinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten der Universität München.

Abschließend bedanke ich mich bei Herrn Professor
Dr. Hans van THIEL sehr herzlich für die Überlas-
sung des Themas.

Herrn Dr. W. KIÖTZER bin ich für die freundliche
Anleitung bei der Durchführung der Versuche und
für die nützlichen Ratschläge zu Dank verbunden.

73. UHLIG, H. Bedeutung und Anwendungsbreite der Methacrylate in der Zahnheilkunde unter besonderer Berücksichtigung ihrer Dauerbiegefestigkeit im Lichte werkstoffkundlicher und klinischer prothetischer Betrachtung. Habilitationsschrift Kiel 1951
74. UHLIG, H. Über die Dauerbiegefestigkeit metallnetzverstärkter Kunststoffe. Dtsch.zahnärztl.Z. 6 (1951) 13, 767-719
75. VOSS, R. Der einfluß der Elastizität besonders der elastischen Nachwirkungen der Prothesenwerkstoffe auf das Verhalten der Prothesen und des tragenden Gewebes. Dtsch.zahnärztl.Z. 12 (1957) 1474
76. VOSS, R. und SCHWICKERATH, H. Die Statik der totalen Platte. Dtsch.zahnärztl.Z. 13 (1958) 13, 770-773
77. VOSS, R. und SCHWICKERATH, H. Einige klinische und werkstoffkundliche Gesichtspunkte der Prothesenwiederherstellung. Dtsch.zahnärztl.Z. 18 (1963) 17, 967
78. WENDE/MOLBES/MARTEN. Glasfaserverstärkte Plaste. VEB Deutscher Verlag für Grundstoffindustrie
Leipzig 1963

66. SPANNER, O. Die sogenannte Wärmestauung unter Kunststoffprothesen.
Diss. München 1961
67. STEIGER, H. Untersuchungen an prothesenähnlichen Kunststoff-, Stahl-, Chrom-Kobalt- und Edelmetall-Legierungsprüfkörpern auf Biegefähigkeit mittels des Dehnungsmeßstreifens.
Diss. München 1957
68. STIEBELING, G. Dauerbiegefestigkeit zahnärztlicher Kunststoffe in Abhängigkeit der Verarbeitung (Temperaturführung und Druckanwendung).
Diss. Marburg 1956
69. STRACK, R.R. Für und Wider den Kunststoff.
Dtsch.zahnärztl.Z. (1947) 97, 133, 233, 370
70. STREICH, H.J. Experimentelle Untersuchungen zur Porosität der schnellhärtenden Kunststoffe.
Diss. Kiel 1954
71. SWOOPES, Ch. and KYDD, W. The Effekt of CUSP Form and Occlusal Surface Area on Denture Base Deformation.
J.prosth.Dent. 16 (1966) 1, 34-43
72. THIEL, H. van Das Verhalten der herausnehmbaren Teilprothese im Funktionsgeschehen.
Dtsch.zahnärztl.Z. 12 (1957) 12, 845-860

58. SCHNITZ, A. Spannungsoptische Untersuchungen an einer schleimhautgetragener Oberkieferprothese. Diss. München 1967
59. SCHRAEM Dauerbiegefestigkeitsversuche zur Bestimmung der Leistungsfaktoren dentaler Kunststoffe. Diss. München 1950
60. SCHRÖDER, A. Perlonarnierungen der Methacrylatprothese. Zahnärztl.Prax. 2 (1958) 2
61. SCHWICKLERATH, H. Die Erhöhung der Biege- und Dauerbiegefestigkeit von Kunststoffen durch Einlagen. Diss. Köln 1957
62. SCHWICKLERATH, H. Elastizität und Druckverteilung. Dtsch.zahnärztl.Z. 15 (1960) 1260
63. SCHWICKLERATH, H. Grundsätzliches zur Verstärkung von Kunststoffen. Zahnärztl.Welt 66 (1965) 4, 194
64. SELBACH "Unruheherd Kunststoff". Zahnärztl.Welt 2 (1950) 20, 594
65. SMITH, D.C. Recent Developments and Prospects in Dental Polymers. Dent.Abst. 12 (1962) 6

51. PEHLE, G. Vergleichende Untersuchungen gespritzter
Prothesenkunststoffe unter besonderer
Berücksichtigung der Dauerbiegefestig-
keit nach den bisherigen Erfahrungen mit
den Polyamiden in der zahnärztlichen Pro-
thesenverfertigung.
Diss. Hamburg 1959
52. REGLI, C.P. und 4-Denture Base Deformation During Function.
GASKILL, H.L. J.prosth.Dent. 4 (1954) 4, 548
53. RITZE, H. und "Vergleichende Untersuchungen gespritzter
PEHLE, G. Prothesenkunststoffe".
Dtsch.zahnärztl.Z. 15 (1960) 8, 669-678
54. ROOS Die statischen Probleme der Kunststoff-
prothese.
Dtsch.zahnärztl.Z. 4 (1950) 25, 413
55. ROTTER und Die Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
LAPP Erster Band 1958
Verlag von Urban und Schwarzenberg
München/Berlin
56. SAECHTLING- Kunststoff Taschenbuch
ZEBROWSKI Carl Hanser, München 1965
57. SCHEU, R. Weichbleibend unterfütterte Prothesen
bedürfen einer Verstärkung.
Quintess.zahnärztl.Lit. (1959) 10, 1

45. MAYER, M. Über die Temperaturverhältnisse an Zunge
 und hartem Gaumen bei jugendlichen Pro-
 banten und bei älteren Metallprothesen-
 trägern.
 Diss. München 1965
46. MIERSCH, E. Messungen von Deformationen bei zahnärzt-
 lichen Prothesen aus Paladon nach Her-
 stellung durch verschiedene Polymerisa-
 tionsmethoden.
 Diss. 1953
47. MORGAN, Ph. Glass Reinforced Plastics.
 New York Philosophical Library 1955
48. MÜNZER, W. Experimentelle Untersuchungen über die
 Bauerbiegefestigkeit des schnellhärtenden
 Kunststoffs im trockenen und feuchten Zu-
 stand.
 Diss. Kiel 1954
49. PASSOW, H. Stabilisierung zahntechnischer Kunststof-
 fe.
 Dtsch.zahnärztl.Z. 2 (1955) 17, 634
50. PAUWELS, F. Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen
 Anatomie des Bewegungsapparates.
 Springer-Verlag 1965 Berlin/Heidelberg/
 New York

39. KRAFT, E. Kritische Stellungnahme zur Bedeutung der sogenannten Dauerbiegefestigkeitsuntersuchungen an Prothesenwerkstoffen.
Dtsch.zahnärztl.Z. 14 (1959) 8, 618
40. KRAFT, E. Kritische Stellungnahme zu Verstärkungseinlagen in Kunststoffprothesen.
Dtsch.zahnärztl.Z. 21 (1966) 8, 890-894
41. LÖFFLER, F. Statistische Erhebung über die Häufigkeit der verschiedenen Prothesenformen in der zahnärztlichen Praxis.
Diss. München 1962
42. LUND, O. Histologische Beiträge zur Anatomie des Munddaches und des Paracentiums.
Vierteljahresschrift Zahnheilkunde 40 (1924) 1
43. MANITZ, G. Über den Bruchvorgang bei verschiedenen Hochpolymeren (Untersuchungen an Plexiglas und Araldit Giesharz D).
Diss. Freiburg im Breisgau 1959
44. MAYR, L. Vergleichende Untersuchungen an verschiedenen Teilprothesen-Formen zur Bestimmung von Kaukraftwerten.
Diss. München 1963

der besonderen physikalischen und medizinischen Gesetzmäßigkeiten unseres Fachs.
Diss. Kiel 1950

33. KLÖTZER, W. Zweckmäßige Materialien für die Teilprothese.
Dtsch.Zahnärztebl. 12 (1959) 20, 677-681
34. KLÖTZER, W. Zur Prothesenwiederherstellung.
Wege zur Minderung der Bruchanfälligkeit der Kunststoffprothesen.
Dtsch.zahnärztl.Z. 18 (1963) 17, 961-967
35. KLÖTZER, W. Spannungsoptische Festigkeitsuntersuchungen einiger Prothesentypen.
Dtsch.zahnärztl.Z. 19 (1964) 375
36. KLÖTZER, W. Über die polarisationsoptischen Untersuchungen an Prothesenmodellkörpern.
Dtsch.zahnärztl.Z. 21 (1966) 3, 894-901
37. KLOTZ, I. M. Some Principles of Energetics in Biochemical Reactions.
Academic Press Inc., New York 1957
38. KÖRBER, E. Untersuchungen beim Kauen mit Oberkiefer-Totalprothesen.
Dtsch.zahnärztl.Z. 20 (1965) 3, 242-250

25. HELMBURGER, F. Stabilisierung oder Armierung zahntechnischer Kunststoffe.
Dtsch.zahnärztl.Z. 9 (1955) 15, 557
26. HENKEL, G. Werkstoff-Fragen der partiellen Prothese.
Dtsch.zahnärztl.Z. 4 (1949) 16, 1053-1077
27. HOLZMÜLLER, W. Physik der Kunststoffe. Eine Einführung
und
ALTENBURG, K. in das Verhalten der makromolekularen
Substanzen.
Akademie-Verlag Berlin 1961
28. HOUWINK, R. Chemie und Technologie der Kunststoffe.
Akademische Verlagsgesellschaft Leipzig 1956
29. HUPFAUF, L. Die statistische Biegefestigkeit von Paladon und Palavitreparaturen.
Zahnärztl. Prax. 5 (1964) 7
30. JANKE, G. Über die Festigkeit zahnärztlicher Kunststoffe in Abhängigkeit von der Verarbeitung.
Hrb. Marburg 1956
31. JANKE, G. Über die Zurückführung des Prothesensatzes nach dem Kauakt.
Dtsch.zahnärztl.Z. 18 (1963) 17, 996-1000
32. KEINER, K.E.W. Gestaltung einer Prüfmaschine für die Ermittlung von Festigkeitswerten zahnärztlich verwendeter und geformter Kunststoffe nach dem Spannungsoptischen Verfahren im Scheine

17. GALLER, A. Über die Dynamik des Bruches einer Frötheer.
Das Dentallabor 2 (1974) 224
18. GAYKEN, B. und Über den Wert von Biereversuchen an Pro-
KRUHMEI, H. thesenstoffen.
Zahnärztl.Reform 56 (1975) 579
19. HAGEN, H. Glasfaserverstärkte Kunststoffe.
Springer-Verlag 1961
20. HATZFELD, G. Untersuchungen der Dauerbiegefestigkeit
von normal polymerisiertem Kunststoff als
Substrat und Copolymerisat.
Diss. Mainz 1955
21. HEUPL, K. Die Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
Vierter Band 1956
Verlag von Urban und Schwarzenberg
München/Berlin
22. HEIMBURGER, F. Patentschrift Nr. 872 979, Deutsches
Patentamt
23. HEIMBURGER, F. Langpas: Kunststoff-Stabilisierung.
Dtsch.zahnärztl.Z. 5 (1951) 28, 454-456
24. HEIMBURGER, F. Metallfreie Stabilisierung der Kunst-
stoffprothesen.
Dtsch.zahnärztl.Z. 6 (1952) 2, 245-247

9. BEYER, V. Glasfaserverstärkte Kunststoffe.
C. Hanser Verlag, München (1959)
10. BRANDAU, D. Die Perlon-Kunststoffschiene.
Dtsch.zahnärztl.Z. 6 (1952) 40, 656-658
11. BRANDAU, D. Kunststoffarmierung mit der Kunststoffs-faser Perlon.
Dtsch.zahnärztl.Z. 6 (1951) 14, 224-227
12. BRANDAU, D. Prothesenarmierung mit Perlon.
Dtsch.zahnärztl.Z. 6 (1951) 35, 551-564
13. BÜCHNER, F. Lehrbuch der Allgemeinen Pathologie.
Verlag von Urban und Schwarzenberg (1966)
14. FRANZ
geb. FLEMMING Vergleichende Untersuchungen in der Dauer-biegebeanspruchung von den Kunststoffen Kalegon, Agrryident und Polyprothen.
Diss. Hamburg 1955
15. EICHNER, K. Messungen der Kräfte bei Kauvorgängen.
Dtsch.zahnärztl.Z. 18 (1963) 17, 915
16. EICHNER, K. Aufschlüsse über den Kauvorgang durch elektronische Kaukraftmessungen.
Dtsch.zahnärztl.Z. 19 (1964) 5, 415
17. FÜRST-LIECHT "Praktische Spannungsoptik".
Springer-Verlag, Berlin-Göttingen-Heidelberg 1953

LITERATURVERZEICHNIS

1. ADAMS, H. J. Über die Dauerbiegefestigkeit metallnetz-
netzverstärkter Kunststoffe.
Dtsch.zahnärztl.Z. 6 (1951) 20, 1159-1160
2. ARERA, H. G. Mikroskopische Strukturuntersuchungen und
vergleichende Biegefestigkeitsprüfungen
dentaler Kunststoffe bei steigendem Volumen.
Diss. München 1959
3. ASCHER, F. Die Verwendung der Teleprothese in der
zahnärztlichen Plattenprothetik.
Zahnärztl.Rdsch. 41 (1932) 1422, 1433
4. AST, G. Untersuchungen über Formveränderungen an
Kunststoffprothesen während des Herstel-
lungsprozesses.
Diss. Marburg (Lahn)
5. BAUER, W. Die Methacryläure in der Zahnheilkunde.
Dtsch.zahnärztl.Z. 4 (1949) 18, 1165
6. BAYER, H. G. Über ein elektronisches Verfahren zur Be-
stimmung von Kraftgrößen an totalen Pro-
thesen.
Diss. 1964 München
7. BENNINGHOFF, A. Lehrbuch der Anatomie des Menschen
Band 1: Allgemeine Anatomie und Bewegungs-
apparat
Urban und Schwarzenberg 1946

zur Haaptspannungsrichtung liegenden Glasfasern zurückzuführen ist. Mit dem Maximum an gerichteten Glasfasern, das unsere Verarbeitungsmethoden zuließ, wurde mit Paladon ein E-Modul bis zu 1.000 kp/mm^2 , mit Paladur sogar ein E-Modul von 2.000 kp/mm^2 erreicht. Der E-Modul des unverstärkten Kunststoffs liegt bei 200 bis 300 kp/mm^2 . Die Verbesserung durch Glasfasern als Verstärkungsmaterial beträgt 500 % bzw. 1.000 %.

4. Durch die Darstellung der Hysteresefläche konnte gezeigt werden, daß der glasfaserverstärkte Prüfkörper wesentlich weniger Energie resorbiert als der unverstärkte. Durch den wesentlich geringeren Entropieverlust des verstärkten Prüfkörpers sinken die mechanischen Kurzzeitwerte wesentlich langsamer als beim unverstärkten Prüfkörper zu dem Minimum von 20 % ab.
5. Bei dem Vergleich des Formverhaltens unverstärkter und glasfaserverstärkter Prüfkörper wiesen unverstärkte Prüfkörper eine Kontraktion von 0,36 % auf, während die mit Glasfasern verstärkten Prüfkörper eine leichte "Expansion" von 0,15 % zeigten.
6. Nebenher wurden über einen Zeitraum von fünf Jahren die im Laborversuch als günstig erscheinenden Materialien im klinischen Alltag erprobt.

V. ANALYSE

Es wurden verschiedenartige Versuche zur Verbesserung der Stabilität zahnärztlicher Kunststoffprothesen durchgeführt.

1. Als erstes wurden partielle, schleimhautgetragene Interkiefeprothesen mittels Dehnungsmeßstreifen auf ihr mechanisches Verhalten während der Funktion untersucht. Dabei konnte keine bevorzugte Deformationsrichtung dieser Prothesen registriert werden. Während der Funktion treten bei denselben Patienten Dehnung und Stauchung auf.
2. Der nächste Versuch galt der Biegefestigkeit von Prüfkörpern, die mit Perlon-, Stahl- und Glasfasernetzen sowie mit Stahlbügeln und mit Glasfaser-Kovings verstärkt waren. Im polarisierten Licht wurde die durch die Verstärkungseinlagen hervorgerufene Änderung der Spannungsverteilung registriert. Die mit gerichteten Glasfasern verstärkten Prüfkörper wiesen die besten mechanischen Eigenschaften auf.
3. In der nächsten Versuchsreihe wurden unsere dentalen Kunststoffe mit den verschiedenartigsten Glasfasererzeugnissen verstärkt. Dabei zeigten wieder die Prüfkörper mit gerichteten Kovings die besten mechanischen Eigenschaften. Prüfkörper mit Glasfasernetzen, Glasfaserschnipseln und Glasfasermatten brachten geringere mechanische Werte, was auf die Kerbwirkung der Quer

0,36 % mehr als doppelt so groß. Wäre eine Prothese über den ganzen Querschnitt mit Glasfasern verstärkt, müßte sie eine bessere Paßgenauigkeit als eine unverstärkte Prothese aufweisen. Diese Überlegungen sind rein theoretischer Natur, da wir nur immer bestimmte Partien unserer Prothesen verstärken. Nach unserer Erfahrung hat dieser Bimetalleffekt die Paßgenauigkeit unserer schleimhautgetragenen Prothesen nicht beeinflußt. Vor kurzem ist ein Kunststoff auf den Markt gekommen, der angeblich während der Polymerisation nicht kontrahieren soll (HUTSCHLEUTHNER). Falls sich dies experimentell beweisen läßt, ist dieses Argument gegen Verstärkungseinlagen entkräftet.

Zu 3. Schwierigkeiten im Labor dürfen auf keinen Fall die Anwendung eines Verstärkungsmaterials verhindern, das die Festigkeitswerte unserer dentalen Kunststoffe um eine Zehnerpotenz anheben kann. Das Postulat SCHWIKKERATHS (63), möglichst viele Glasfasern pro Flächeneinheit einzupolymerisieren, und die Forderung von KLOTZLER (35, 36) nach spannungsgerechter Platzierung sind, bei einigem Geschick, ohne großen Zeitaufwand im Labor zu verwirklichen.

1. Durch Glasfasereinlagen wird theoretisch die Genauigkeit einer Prothese beeinträchtigt.
2. Die Glasfaserverstärkung der Prothesen macht in Laboratorium mehr Arbeit, da die Fovings in genügender Menge, den Hauptspannungsrichtungen folgend, einpolymerisiert werden müssen.

A diesen drei Punkten ist Folgendes zu sagen:

Zu 1. Glasfasern lassen sich mit einiger Sorgfalt und Geschick immer so verarbeiten, das sie weder bei Neu- anfertigungen noch bei Reparaturen über die Kunststoffoberfläche ragen.

Zu 2. Es besteht kein Zweifel an der Verformung einseitig verstärkter Kunststoffe. Durch die Kontraktion des Kunststoffs während der Polymerisation, welche die Glasfasern nicht mitmachen, biegt sich der Prüfkörper wie ein Bimetallstreifen bei der Erwärmung. Die vergleichenden Längenmessungen an neun Zentimeter langen Prüfkörpern zeigen eine Differenz von 0,446 mm zwischen dem unverstärkten Prüfkörper und dem mit Glasfasern verstärkten Prüfkörper. Die größere Formtreue zeigt der verstärkte Prüfkörper. Er "expandiert" um 0,142 mm auf neun Zentimetern. Diese "Expansion" von 0,157 % ist aber nicht auf die Abbindeexpansion des Linses zurückzuführen, die nur 0,06 % beträgt. Die Kontraktion des unverstärkten Paladons ist mit

kontraindiziert wegen der schwierigen Platzierung in den ungewöhnlich geformten Prothesen und wegen der zu erwartenden Druckstellen. Bei den häufigen Korrektur- und Unterfütterungsarbeiten können Glasfasern ohne Schwierigkeiten weggefräst und an anderer Stelle wieder einpolymerisiert werden, was mit dem Stahlbügel unmöglich ist.

Bis jetzt wurden Fälle angeführt, in denen die Indikation der Glasfaserverstärkung zwingend ist. Ob es unbedingt nötig ist, jede schleimhautgetragene Kunststoffprothese mit Glasfasern zu verstärken, ist ein klinisches Problem, das erst nach groß angelegten Statistiken diskutiert werden kann (KRAFT 40).

Für alle Fälle haben wir mit den glasfaserverstärkten Kunststoffen ein vorzügliches Material zur Hand, das uns dann gute Dienste leistet, wenn die mechanischen Eigenschaften unserer Kunststoffe den sie treffenden Belastungen nicht mehr gewachsen sind.

Kritik der Methode

Dieser Erkenntnis stehen für die praktische Anwendung einige Schwierigkeiten im Wege.

1. Glasfasern, die über die Prothesenoberfläche ragen, stören den Patienten.

- a) Totale obere Prothesen, die mit einem parodontal resisten-
tenten Restgebiß oder mit einer starr verankerten
Prothese in antagonistischem Kontakt stehen.
- b) Totale Oberkieferprothesen mit einem kammförmig anset-
zenden Frenulum.
- c) Prothesen, die gaumenfrei gestaltet oder weichenbleibend
unterfüttert werden.
- d) Maskenprothesen (covered denture), die durch Teleskope
oder andere Halteelemente im Sinn einer Kerbwirkung
geschwächt werden.
- e) Aus dem Gebiet des festsitzenden Ersatzes: Provisori-
sche Kunststoffbrücken müssen im Bereich endständiger
Anker gegen Abplatzen der Approximalflächen durch
schlaufenförmig aus dem Zwischenglied einstrahlende
Rovings verstärkt werden.
- f) In der Resektionsprothetik sind schiefe Ebenen aus
Kunststoff grundsätzlich mit Glasfasern zu verstär-
ken. In Steinkampscheren treten Torsionsbelastungen
auf, denen mit Rovings entgegengearbeitet werden muß.
Auch bei Unterkieferresektionsprothesen, d. h. wenn
nach Meilresektion kein Span einreißt ist oder ein-
gesetzt wurde, ist es notwendig, diese erste provisoi-
rische Prothese mit Glasfasern zu verstärken. Durch
den Muskelzug besteht die Gefahr des Bruchbruchs der
Resektionsprothese. Stahlbügel sind in diesen Fällen

dingt erforderlich bei den Prothesentypen, bei denen ein Frühbruch zu erwarten ist. Als Prophylaxe gegen Atrophie ist die Stabilisierung der Basis mit Rovings in allen anderen Fällen zu empfehlen. Auf jeden Fall indiziert ist die Verstärkung mit Glasfasern bei jeder Reparatur. Ob die Reparatur mit einer Unterfütterung kombiniert sein muß, steht hier nicht zur Diskussion.

Rovings können mit warm- und kaltpolymerisierendem Kunststoff zu diesen Zwecken verwendet werden. Es hat in den Versuchen sich auch nicht als nachteilig erwiesen, wenn mit Überdruck gearbeitet wurde. Das Arbeiten mit Überdruck ist in der Technik gebräuchlich und bringt Lamine mit größerer Homogenität. STREICH (70) kam bei seinen Versuchen mit unverstärkten, zahnärztlichen, kaltpolymerisierten Kunststoffen zu demselben Ergebnis.

Für die Applikation von Rovings in zahnärztlichen Prothesen, sei es als primäre Verstärkung bei der Neuanfertigung, sei es sekundär bei Reparaturen, ist die Kenntnis der Arbeiten von KLÖTZLER (35, 36) und SCHOLTZ (53) die Grundvoraussetzung. Rovings müssen als gerichtete Fasern parallel mit der Hauptspannung verlaufen. Bei Brüchen bedeutet das: Die Glasfasern müssen senkrecht zum Bruchlinienverlauf einpolymerisiert werden. Die Verarbeitungsmethoden wurden schon weiter vorne aufgezählt. Wir wenden uns also gleich den Prothesentypen zu, die zum Frühbruch neigen und für welche die Glasfaserverstärkung als optimale Lösung angesehen werden kann.

3. Kommt es nicht zum Bruch, aber die Paßgenauigkeit der Prothese hat stark nachgelassen, wurde der Kieferkamm durch die Flexibilität des Basismaterials stark abgebaut. Dies gilt vor allem für partielle Prothesen, während "die auf totale Prothesen ausgeübten Kraftimpulse in erster Linie durch das Prothesenlager aufgefangen werden müssen, ohne daß es dabei zu wesentlichen Deformierungen des Prothesenkörpers kommt". (VAN THIEL 72). Der Bruch der Prothese ist also für uns ein Symptom für die mangelnde mechanische Qualität unserer dentalen Kunststoffe. Tritt kein Bruch ein, so kann es doch zur Atrophie gekommen sein, die aber bei totalen Oberkieferprothesen nicht nur auf die Deformation der Basis, sondern auch auf die Translationsbewegungen und Rotationsbewegungen der totalen Prothese zurückzuführen ist. Diese beiden genannten Möglichkeiten sind klinische Extreme. Sie können für sämtliche Prothesentypen mit allen dazwischen liegenden Möglichkeiten auftreten.

Diese fließenden Übergänge müssen die Indikation der glasfaserverstärkten Kunststoffe bestimmen. Korrekterweise müßten wir jede Prothese verstärken, um damit die Atrophie auf ein Minimum zu reduzieren.

Wenn auch dies aus den verschiedenen Gründen nicht möglich ist und momentan nicht praktiziert wird, so ist doch die Indikation der Verstärkung mit Glasfasern unbe-

Steifigkeit das Prothesenlager vor ungleichmäßigen Belastungen schützen. Damit kann eine stärkere Atrophie unter der verstärkten Prothese vermieden werden. Über das Ausmaß der Atrophie unter unverstärkten Prothesenbasen (im Gegensatz zu verstärkten) liegen keine Versuchsergebnisse vor. Wir können aber aufgrund der klinischen Erfahrungen der Autoren HÄUPL (21), ROTTER (55), LAPP (55) und JANKE (31) sowie anderer behaupten, daß unter einer steiferen Prothesenbasis der Anteil der Atrophie vermindert wird, der durch die Flexibilität eines unverstärkten Basismaterials hervorgerufen würde.

Zwischen dem Zeitpunkt des Prothesenbruchs, der Höhe der Kaukraft und der Stärke der Basis besteht folgende Beziehung: Je größer die Kaukraft und je dünner die Basis, desto eher bricht die Prothese. Daraus ergeben sich für die Indikation von Glasfasern als Verstärkungsmaterial entscheidende Gesetzmäßigkeiten.

1. Ein Frühbruch weist auf die ungenügende Biegefestigkeit der Prothesenbasis hin. Entweder liegt die Kaukraft sehr hoch oder der wirksame Querschnitt der Basis ist zu gering. Meist ist beides miteinander kombiniert.
2. Beim Spätbruch war die Basis anfangs der Funktion gewachsen, durch das Absinken der mechanischen Werte kam es zu einer Atrophie und zum Bruch.

senbasen entsprechend höher liegen. Die Prothese verteilt damit die Kaukraft gleichmäßig auf das Prothesenlager und verhindert so die stärkere Atrophie im Alveolarfortsatzbereich.

Bricht eine unverstärkte Methacrylthbasis in dem Moment, in dem der E-Modul noch 30 % des Kurzzeitwertes beträgt, liegt der E-Modul zum Zeitpunkt des Bruches bei 90 kp/mm^2 . Eine mit Kovings verstärkte Basis wird bei gleicher Deformationskraft wegen geringeren Entropieverlusts in dem Zustand, in dem die Kurzzeitwerte auf 30 % abgefallen sind, erst nach wesentlich mehr Lastspielzahlen erreichen. In diesem Zustand beträgt der Kurzzeitwert des verstärkten Materials (mit einem angenommenen $E = 1000 \text{ kp/mm}^2$) 300 kp/mm^2 . Das bedeutet, der E-Modul des verstärkten Kunststoffes ist jetzt erst so weit abgesunken, daß er dem E-Modul des noch nicht beanspruchten, unverstärkten Kunststoffes gleich ist.

Übertragen wir diese Gedanken in das klinische Milieu:

Die unverstärkte Prothese würde mit den oben genannten Festigkeitswerten bei dem gleichen Patienten nach einem Jahr mit einem E-Modul von 90 kp/mm^2 brechen, während die verstärkte Prothese bei derselben Zahl der Kaukraftimpulse noch nicht die 30 % ihrer Kurzzeitwerte (300 kp/mm^2) haben kann, die dem Anfangswert der unverstärkten Prothese entsprechen. Die verstärkte Prothese wird dadurch wesentlich den Kaukraft Widerstand leisten und durch die größere

worden sein, was bei Brüchen kurz nach der Inkorporation nicht der Fall ist.

Durch die Entropieverluste sinken die Kurzzeitwerte der Prothesenbasis mit jedem sie treffenden Kraftimpuls von 100 % bis auf 20 % ab. (SAECHTLING-ZELAKOWSKI 56). Die Biegefestigkeit sinkt von 1.000 kp/cm^2 auf 150 kp/cm^2 (PEHL 51), was sogar nur 15 % der anfänglichen Biegefestigkeit entspricht. Diesen Verfall der Festigkeitswerte führen auch Wöhlerkurven vor Augen.

Wöhlerkurven bringen durch den Bruch des Prüfkörpers die Abhängigkeit der Lastspielzahl von der Biegefestigkeit zum Ausdruck. Den Zeitpunkt des Bruchs bestimmt nicht die Lastspielzahl, sondern die Deformationskraft. Jeder Deformationskraft ist eine bestimmte Lastspielzahl zugeordnet, d. h. der Prüfkörper kann an jedem beliebigen Punkt der Wöhlerkurve brechen.

Dasselbe Prinzip, durch das Funktionsgeschehen und durch den Variantenreichtum unserer Prothesenformen kompliziert, gilt für eine Methacrylatprothesenbasis.

Sie kann in jedem Stadium des Verfalls brechen. Eine unverstärkte Basis wird durch die starke Abnahme des E-Moduls das Prothesenlager mehr belasten als eine verstärkte Basis, deren E-Modul bei der Ringliederung um 1.000 % höher liegt. Durch die von mir gezeigten geringeren Entropieverluste wird der E-Modul und damit die Steifigkeit der mit Glasfasern verstärkten Prothe-

möglich, hochwertigste Glasfasern zu verwenden, da wir, im Vergleich zur Industrie, minimale Mengen benötigen.

In Amerika wurde zum Beispiel das Soderlas YM - 31 entwickelt, das im Gegensatz zum "üblichen L-Glas einen fast doppelt so hohen E-Modul" von 12.000 kp/mm² hat. Normales L-Glas hat einen E-Modul von 7.000 kp/mm². Wir haben also die Möglichkeit, die mechanischen Werte der mit Glasfasern verstärkten dentalen Kunststoffe noch zu verbessern.

Mit der Lösung des werkstoffkundlichen Problems wird die Frage nach der Indikation der glasfaserverstärkten Kunststoffe aufgeworfen.

Brechen partielle oder auch totale Prothesen nach kurzer Tragezeit, sind die mechanischen Kurzzeitwerte der unverstärkten Methacrylate der deformierenden Kraft innerhalb der Funktion nicht gewachsen. Dies ist der Fall bei graziilen Schallprothesen, bei partiellen Ober- und Unterkieferprothesen und totalen Oberkieferprothesen, die im Gegenkiefer parodontal resistente Zähne als Antagonisten haben.

Brechen die Prothesen, wie STRACK (6) feststellt, nach zwei Jahren, so sind durch die ständigen Entropieverluste die mechanischen Eigenschaften der Kunststoffe auf einen Bruchteil der Kurzzeitwerte abgesunken. Es handelt sich dann um Ermüdungsbrüche. Der Alveolarkamm kann durch die daraus resultierende Flexibilität der Prothese abgebaut

WEGEN (19) führt das Abfallen der mechanischen Werte im feuchten Milieu auf eine Lockerung der mechanischen Bindung zwischen Harz und Glasfaser zurück, wobei das Wasser die Funktion eines Gleitmittels übernimmt. SACHMILLING-ZEBROWSKI (56) formulieren es folgendermaßen:

"Schon eine längere Einwirkung von Wasser löst die Alkalienteile aus der Glasfaser heraus und bewirkt eine starke Minderung der Zugfestigkeit. Aus diesem Grunde wird, wenn auch die chemische Beständigkeit in erster Linie von dem die Glasfasern umhüllenden Bindemittel abhängig ist, für die glasfaserverstärkten Kunststoffe ein Spezialglas verwendet, das einen geringeren Anteil an freiem Alkali zwischen 0,5 bis 1 % besitzt".

Die von mir verwendeten Netze sind nach den Angaben von HEIMBURGER (22) auf unsere Zwecke abgestimmt, während die Rovings der Firma SCHULLER für ein anderes Einsatzgebiet vorgesehen waren. Die Firma SCHULLER stellte mir diese Rovings zur Verfügung, da ich sie um Glasfasermaterial gebeten hatte mit der Forderung nach einem auf unsere Pothacrylate abgestimmten Finish. Sowohl die Versuchs- als auch die klinischen Ergebnisse zeigen, daß die seit fünf Jahren verwendeten Rovings für unsere Zwecke brauchbar sind.

Leider werden von den Firmen bei neuen Materialien keine Angaben über die chemische Zusammensetzung gemacht, was der Entwicklung noch besserer Materialien abträglich ist. Auf unserem Fachgebiet ist es nötig und auch

Perlonfaden von einem halben Millimeter Durchmesser dem Typ der Netzverstärkung entspricht, besteht aus 60 bis 100 Glasseidenfäden, deren Stärke zwischen 3 und 13 μm schwanken kann. Die enorme Oberflächenvergrößerung durch die Aufzaserung führt zu einer wesentlich innigeren Verbindung zwischen Kunststoff und dem Glasseidenstrang, wie sie von einem Stahldraht oder Perlonfaden nie erreicht werden kann. Die gute Haftung an den Glasfasern ist eine wesentliche Voraussetzung für die Übertragung der Zugkräfte vom Harz auf die Fasern (HAGEN 19). Nach HAGEN (19) ist die Haftfestigkeit an den Glasfasern keine Angelegenheit des Haftmittels, sondern eine reine Verarbeitungsfrage. Die günstigen mechanischen Eigenschaften stehen in engen Zusammenhang mit einer großen Oberfläche und einer hohen Faserlänge im Verhältnis zum Durchmesser der Glasfasern (HAGEN 19, MORGAN 47). Dies erklärt uns die geringeren E-Modulwerte der Prüfkörper mit Glasfaserschnipseln und der Prüfkörper aus "Mystik", die dasselbe Prinzip verkörpern.

Die englische Fachliteratur macht die gute Haftfestigkeit zwischen Kunststoff und Glasfasern von der richtigen Viskosität des Kunststoffs, vom geeigneten Finish und einem angemessenen Druck während der Polymerisation abhängig. Auf die gute mechanische Verbindung ohne Lunker und Blasenbildung muß großer Wert gelegt werden, um die Angriffspunkte für Wasser und chemische Noxen zu reduzieren.

Die Zugfestigkeit von unverstärkten MMA beträgt 700 kp/cm^2 . Das physikalische Denken zwingt zu dem Schluß:

Die Erhöhung der Zugfestigkeit um eine Zehnerpotenz in einem Bereich, in dem sich den Biegespannungen reine Zugspannungen überlagern, muß auch eine entsprechende Steigerung der Stabilität unserer Prothesenbasen mit sich bringen, selbst wenn nicht 80 % Glasfasern in Kunststoff untergebracht werden können. Durch meine Versuche konnte ich zeigen, daß man den E-Modul des Methacrylats durch Rovings aus dem Bereich von 300 kp/mm^2 bis 1.000 kp/mm^2 bei Paladon und bis 2.000 kp/mm^2 bei Paladur anheben kann. Der doppelte E-Modulwert des Kaltplastprüfkörpers hat zwei Gründe:

1. lassen sich im Kaltplast durch die einfachere Verarbeitung mehr Glasfasern unterbringen,
2. bringt eine tiefere Aushärtungstemperatur bessere mechanische Qualitäten (HAGEN 19, MORGAN 47).

Obwohl Stahl die Zugfestigkeit der Glasfasern nicht erreicht, müssen wir unseren Grund für die Vorrangstellung der Glasfasern als Verstärkungsmaterial angeben.

Als die Stahl- und Perlonnetze in die Zahnheilkunde eingeführt wurden, gebrauchte man oft den Vergleich mit dem Stahlbeton. Er hat weder für die Perlon- und Stahlnetze Gültigkeit noch für die glasfaserverstärkten Kunststoffe, denn sie sind "Verbundstoffe höherer Ordnung". Ein Glas-seidenstrang (Roving), der mit einem Stahldraht oder

setzen von HILBERTER liegen wesentlich in der Glasfaser vollkommen sinnlos quer zur Hauptspannungsrichtung als bei den Fasern letzter. Da wir aber aus den polarisierenden optischen Untersuchungen von KLOTZER (34, 35) und KRAUSE (36) den Verlauf der Hauptspannungsrichtung kennen können, werden in unserer Klinik schon drei Jahre keine Netze mehr zur Verstärkungs- und Reparaturzwecke verwendet.

VON SCHOLTZ (58) wurde bewiesen, daß die in der Oberkieferprothese auftretende Membranspannung ein positives Vorzeichen trägt, was sie als eine Zugspannung ausweist. "Ein Drittel der für den Prothesenbruch verantwortlichen Spannungsspitze" (KLOTZER 36) wurde als die der Biegespannung überlagerte Zugspannung registriert. In den anterioren Bereich der Oberkieferprothesen, in dem diese Zugspannungen auftreten, ist die Glasfaser das souveräne Verstärkungsmaterial.

Epoxydharze, die unverstärkt die mechanischen Eigenschaften der PMMA aufweisen, steigern, wenn sie mit 70 % Glasfasersträngen verstärkt sind, ihre Zugfestigkeit auf 1.400 kp/cm² (SACHTLING-ZEBROWSKI). Nach LOEBES (78) wird bei 80 % Glasfasergehalt sogar ein Wert von 10.000 kp/cm² angegeben, der von der Zugfestigkeit des Konstruktionsstahls mit 7.000 bis 8.400 kp/cm² nicht mehr erreicht wird. Die Zugfestigkeit von Spezialgläsern liegt mit 30.000 kp/cm² wesentlich höher als bei federharten Stählen für dentale Zwecke (10.000 kp/cm²).

weisen, um die gleiche Steifigkeit zu bringen. Hätte der Prüfkörper aus Stahl eine Stärke von einem Millimeter, so müßte der Prüfkörper aus glasfaserverstärktem Paladon 2,75 mm und der Prüfkörper aus Paladon 4,12 mm messen, um bei gleicher Länge und Breite die gleiche Steifigkeit aufzuweisen. Man sieht, daß die Vorstellungen HELMBÜRGERS (23) von seiner "bruchsicheren Glasprothese" im Ansatz richtig waren. Doch konnte er mit einer Plattenstärke von einem Millimeter und einem dünnen Netz dieses Ideal nicht erreichen. Die Basis ist zu dünn modelliert und die Menge der Glasfasern pro Querschnitt zu klein.

Dies zeigt uns der weiter vorn gezeigte Bruch einer Prothese mit einer Basis von ungefähr einem Millimeter Stärke, die nach den Vorstellungen von HELMBÜRGERS (24, 25) mit einem Glasfasernetz verstärkt war. Das feinere Netz hatte sich in meinen Versuchen als das günstigere erwiesen, obwohl das grobe Netz der Forderung SCHWICKERATHS (63) nach möglichst vielen Glasfasern pro Querschnitt näherkommt. Dieses Versuchsergebnis erweckt den Anschein, daß diese Forderung falsch sei!

Sowohl bei den HELMBÜRGERS-Netzen als auch bei den Perlon- und Stahlnetzen wirkt jede quer zur Hauptspannungsrichtung liegende Faser wie eine Kerbe, d. h. sie schwächt das Kunststoffgefüge nur, ohne es in dieser Richtung zu verstärken. Bei der Anwendung des groben

im Vergleich zu einem mehrwurzeligen Zahn, zu klein. Darum ist es nötig, den Kaudruck im Oberkiefer möglichst über den gesamten Gaumen gleichmäßig zu verteilen, um eine Druckatrophie im Bereich des Alveolarfortsatzes zu vermeiden.

KORDELL (38) gibt an, daß das Prothesenlager beim Kauen in der Gegend der oberen Molaren mit durchschnittlich $5,2 \text{ kp/cm}^2$ belastet wird, wobei er maxima bis zu $15,2 \text{ kp/cm}^2$ messen konnte. Wie weit departitive Kräfte zu einer Deformation des Alveolarfortsatzes führen, zeigen die Untersuchungen von LABILI (21). Wenn wir einen hohen Druck auf den Alveolarfortsatz vermeiden wollen, müssen wir der Forderung von PHILIP (51, 55) recht geben: "Um eine gleichmäßige Verteilung der im Mund auftretenden Kräfte zu gewährleisten, muß ein möglichst starres Prothesenmaterial gefordert werden."

Der Ausdruck "starr" ist kein physikalisches Begriff. Er muß durch den in der Mechanik verwendeten Ausdruck Steifigkeit (β) ersetzt werden. Es wird definiert:

$$\beta = \frac{E \times b \times h^3}{12}$$

Setzen wir in diese Formel den E -Modul von Stahl mit 21.000 kp/mm^2 , von Holadon mit einem Maximum an Glasfasern $E = 1.000 \text{ kp/mm}^2$ und von Paladon unverstärkt mit $E = 300 \text{ kp/mm}^2$, so müßten die Probekörper aus den unterschiedlichen Materialien verschiedene Stärken auf-

IV. DISKUSSION DER ERGEBNISSE

Sieht man die praktischen Schwierigkeiten, welche die Verstärkung unserer Kunststoffe mit Glasfasern bereiten, so kann man mit Recht skeptisch fragen: Ist die Verstärkung und Versteifung der Prothesenbasis überhaupt erwünscht und erstrebenswert?

Könnte man nicht auch Prothesen aus Polyamiden oder anderen flexiblen Materialien anfertigen und eingliedern? Sie hätten den Vorteil einer geringeren Reparaturanfälligkeit und würden durch den Kaudruck einen "funktionellen Reiz" auf den Knochen ausüben.

Der Vorzug einer geringeren Anfälligkeit gegen Brüche wäre bei diesen Materialien mit Sicherheit gegeben (PEHLE 51, 53). Daß der Kaudruck bei Oberkieferprothesen mit flexibler Basis durch die Kauansätze nur direkt auf den Kieferkamm übertragen wird, ist leicht einzusehen. Kann man nun behaupten, der reine Kaudruck sei ein adäquater, funktioneller und physiologischer Reiz für den Alveolarfortsatz? HAUPL (21) und STRACK (69) verneinen dies. Denn die Natur vergrößert im Seitenzahnbereich die Oberfläche ihrer Kauansätze gegenüber dem Knochen dadurch, daß sie die Molaren mit zwei bis drei Wurzeln im speziell für die Druckaufnahme geschaffenen Desmodont verankert. Die Schleimhaut auf dem Alveolarfortsatz ist nicht speziell für die Aufnahme des Kaudrucks (HAUPL 21) geschaffen; ihre Oberfläche ist,

Tabelle XVI

Durchbiegung eines Prüfkörpers aus Messing

$h = 0,6 \text{ cm}$

in kp	in 1/100 mm
0,96	0,0
5,00	2,0
7,50	3,0
10,00	4,0
12,50	5,0
10,00	4,0
7,50	3,0
5,00	2,0
0,96	0,0

Erklärung zur Tabelle XVI. Der Normkörper aus Messing wurde zur Feststellung des E-Moduls dem Biegeversuch unterworfen ($E = 2700 \text{ kp/mm}^2$).

Tabelle XV

Durchbiegung der Prüf- körper bei		PK ₁	PK ₂	PK ₃	PK ₄	PK ₅	Mittel- wert
		in 1/100 mm					
12 a)	0,96 kp	0,0	0,0				0,00
	5,00 kp	30,0	31,0				30,50
	7,50 kp	53,0	53,0				53,00
	10,00 kp	71,0	71,0				71,00
	12,50 kp	95,0	95,0				95,00
	10,00 kp	79,0	81,0				80,00
	7,50 kp	59,0	57,0				58,00
	5,00 kp	38,0	40,0				39,00
	0,96 kp	5,0	5,0				5,00
12 b)	0,96 kp	0,0	0,0				0,00
	5,00 kp	35,0	31,0				33,00
	7,50 kp	60,0	57,0				58,50
	10,00 kp	81,0	80,0				80,50
	12,50 kp	106,0	105,0				105,50
	10,00 kp	90,0	89,0				89,50
	7,50 kp	65,0	63,0				64,00
	5,00 kp	45,0	43,0				44,00
	0,96 kp	7,0	7,0				7,00

Erklärung zur Tabelle XV. Durchbiegungswerte der Prüfkörper
(Gruppe 12) aus Paladon glasklar im DAPPO polymerisiert.
(a = im trockenen, b = im nassen Zustand.)

Tabelle XIV

Durchbiegung der Prüf- körper bei		PK ₁	PK ₂	PK ₃	PK ₄	PK ₅	Mittel- wert
		in 1/100 mm					
11 a)	0,96 kp	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,00
	5,00 kp	26,0	28,0	30,0	30,0	30,0	28,80
	7,50 kp	45,0	47,0	51,0	50,0	51,0	48,80
	10,00 kp	64,0	69,0	70,0	70,0	69,0	68,20
	12,50 kp	82,0	85,0	86,0	89,0	90,0	86,40
	10,00 kp	71,0	75,0	76,0	79,0	79,0	76,00
	7,50 kp	48,0	55,0	55,0	56,0	55,0	53,80
	5,00 kp	34,0	39,0	38,0	40,0	39,0	38,00
	0,96 kp	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,00
11 b)	0,96 kp	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,00
	5,00 kp	34,0	33,0	31,0	31,0	34,0	32,60
	7,50 kp	55,0	55,0	54,0	55,0	53,0	54,00
	10,00 kp	74,0	75,0	74,0	76,0	77,0	75,20
	12,50 kp	96,0	100,0	101,0	100,0	101,0	99,60
	10,00 kp	72,0	84,0	80,0	85,0	87,0	82,80
	7,50 kp	50,0	61,0	60,0	60,0	61,0	60,00
	5,00 kp	41,0	43,0	43,0	43,0	44,0	42,80
	0,96 kp	4,0	6,0	7,0	6,0	7,0	6,00

Erklärung zur Tabelle XIV. Durchbiegungswerte der Prüfkörper (Gruppe 11) aus Talcidon glasklar. (a = im trockenen, b = im nassen Zustand.) Langzeitpolymerisation.

Tabelle XIII

Durchbiegung der Prüf- körper bei		PK ₁	PK ₂	PK ₃ in 1/100 mm	PK ₄	PK ₅	Mittel- wert
10 a)	0,96 kp	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,00
	5,00 kp	29,0	28,0	25,0	29,0	29,0	28,00
	7,50 kp	48,0	47,0	44,0	50,0	46,0	47,00
	10,00 kp	65,0	66,0	62,0	66,0	65,0	64,80
	12,50 kp	85,0	84,0	81,0	85,0	84,0	83,80
	10,00 kp	72,0	72,0	71,0	73,0	71,0	71,80
	7,50 kp	50,0	50,0	47,0	51,0	49,0	49,40
	5,00 kp	33,0	34,0	31,0	35,0	35,0	33,60
	0,96 kp	1,0	3,0	1,0	3,0	3,0	2,20
10 b)	0,96 kp	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,00
	5,00 kp	31,0	31,0	31,0	29,0	30,0	30,40
	7,50 kp	52,0	53,0	53,0	50,0	51,0	51,80
	10,00 kp	72,0	72,0	72,0	70,0	71,0	71,40
	12,50 kp	93,0	94,0	93,0	90,0	91,0	92,20
	10,00 kp	79,0	80,0	80,0	77,0	80,0	79,20
	7,50 kp	56,0	56,0	55,0	53,0	54,0	54,80
	5,00 kp	38,0	39,0	39,0	36,0	39,0	38,20
	0,96 kp	5,0	5,0	5,0	4,0	4,0	4,60

Erklärung zur Tabelle XIII. Durchbiegungswerte der Prüfkörper (Gruppe 10) aus Paladon mit 2 bis Glasfaserschnipseln. (a = im trockenen, b = im nassen Zustand.)

Tabelle XII

Durchbiegung der Prüf- körper bei		PK ₁	PK ₂	PK ₃ in 1/100 mm	PK ₄	PK ₅	Mittel- wert
9 a)	0,96 kp	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,00
	5,00 kp	3,0	25,0	23,0	26,0	25,0	24,3
	7,50 kp	46,0	44,0	40,0	43,0	42,0	43,0
	10,00 kp	63,0	61,0	56,0	60,0	60,0	60,00
	12,50 kp	80,0	78,0	71,0	76,0	74,0	75,30
	10,00 kp	72,0	67,0	61,0	66,0	65,0	66,20
	7,50 kp	49,0	45,0	43,0	44,0	43,0	44,80
	5,00 kp	35,0	33,0	30,0	31,0	32,0	32,20
	0,96 kp	4,0	2,0	2,0	2,0	2,0	2,40
9 b)	0,96 kp	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,00
	5,00 kp	29,0	28,0	26,0	26,0	23,0	27,40
	7,50 kp	50,0	47,0	43,0	45,0	40,0	46,60
	10,00 kp	75,0	67,0	60,0	64,0	76,0	70,20
	12,50 kp	88,0	87,0	77,0	83,0	87,0	84,40
	10,00 kp	78,0	78,0	65,0	71,0	75,0	73,40
	7,50 kp	53,0	53,0	47,0	49,0	51,0	50,60
	5,00 kp	38,0	38,0	33,0	35,0	37,0	36,20
	0,96 kp	5,0	5,0	3,0	4,0	5,0	4,40

Erklärung zur Tabelle XII. Durchbiegungswerte der Prüfkörper (Gruppe 9) aus Paladon mit 5 % Glasfaserstreifen. (a = im trockenen, b = im nassen Zustand.)

Tabelle XI

Durchbiegung der Prüf- körper bei	PK ₁	PK ₂	PK ₃ in 1/100 mm	PK ₄	PK ₅	Mittel- wert
8 a) 0,96 kp	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,00
5,00 kp	27,0	20,0	25,0	25,0	30,0	25,40
7,50 kp	42,0	36,0	38,0	41,0	47,0	40,80
10,00 kp	58,0	50,0	55,0	59,0	64,0	57,20
12,50 kp	74,0	65,0	72,0	74,0	77,0	72,40
10,00 kp	64,0	55,0	63,0	65,0	69,0	63,20
7,50 kp	46,0	38,0	43,0	45,0	50,0	44,40
5,00 kp	32,0	24,0	30,0	34,0	36,0	31,20
0,96 kp	6,0	3,0	5,0	7,0	6,0	5,40
8 b) 0,96 kp	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,00
5,00 kp	29,0	33,0	28,0	28,0	30,0	29,60
7,50 kp	50,0	53,0	46,0	46,0	50,0	49,00
10,00 kp	67,0	71,0	63,0	63,0	65,0	65,80
12,50 kp	82,0	87,0	79,0	79,0	85,0	82,40
10,00 kp	74,0	77,0	70,0	70,0	73,0	72,80
7,50 kp	54,0	57,0	50,0	49,0	53,0	52,60
5,00 kp	39,0	38,0	35,0	35,0	38,0	37,00
0,96 kp	7,0	7,0	6,0	6,0	6,0	6,40

Erklärung zur Tabelle XI. Durchbiegungswerte der Prüfkörper (Gruppe 8) aus Palsen mit einem feinen HEIMBURGER-Netz in der Muzzone. (a = im trockenen, b = im nassen Zustand.)

Tabelle X

Durchbiegung der Prüf- körper bei	PK ₁	PK ₂	PK ₃	PK ₄	PK ₅	Mittel- wert
7 a) 0,96 kp	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,00
5,00 kp	23,0	24,0	25,0	24,0	24,0	24,00
7,50 kp	33,0	39,0	40,0	39,0	39,0	39,00
10,00 kp	42,0	53,0	55,0	54,0	54,0	53,00
12,50 kp	64,0	67,0	70,0	69,0	69,0	67,80
10,00 kp	60,0	61,0	61,0	60,0	60,0	60,40
7,50 kp	40,0	42,0	40,0	40,0	41,0	40,60
5,00 kp	28,0	29,0	28,0	28,0	29,0	28,40
0,96 kp	3,0	3,0	3,0	3,0	3,0	3,00
7 b) 0,96 kp	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,00
5,00 kp	23,0	22,0	24,0	24,0	23,0	23,20
7,50 kp	39,0	30,0	40,0	40,0	38,0	39,20
10,00 kp	54,0	53,0	57,0	56,0	55,0	55,00
12,50 kp	69,0	67,0	71,0	70,0	70,0	69,40
10,00 kp	60,0	53,0	62,0	61,0	60,0	60,20
7,50 kp	41,0	40,0	41,0	41,0	40,0	40,60
5,00 kp	27,0	26,0	28,0	28,0	27,0	27,20
0,96 kp	2,0	2,0	2,0	2,0	2,0	2,00

Erklärung zur Tabelle X. Durchbiegungswerte der Prüfkörper
(Gruppe 7) aus "Mystik". (a = im trockenen, b = im nassen
Zustand.)

Tabelle IX

Durchbiegung der Prüf- körper bei		PK ₁	PK ₂	PK ₃	PK ₄	PK ₅	Mittel- wert
		in 1/100 mm					
6 a)	0,96 kp	0,0					0,00
	5,00 kp	17,0					17,00
	7,50 kp	29,0					29,00
	10,00 kp	44,0					44,00
	12,50 kp	57,0					57,00
	10,00 kp	49,0					49,00
	7,50 kp	31,0					31,00
	5,00 kp	19,0					19,00
	0,96 kp	1,0					1,00
6 b)	0,96 kp	0,0					0,00
	5,00 kp	21,0					21,00
	7,50 kp	39,0					39,00
	10,00 kp	55,0					55,00
	12,50 kp	70,0					70,00
	10,00 kp	61,0					61,00
	7,50 kp	43,0					43,00
	5,00 kp	28,0					28,00
	0,96 kp	4,0					4,00

Erklärung zur Tabelle IX. Durchbiegungswert des Prüfkörpers
(Gruppe 6) aus Isaladon mit einem Laminat an Glasfasermatten.
(a = im trockenen, b = im nassen Zustand.)

Tabelle VIII

Durchbiegung der Prüf- körper bei		PK ₁	PK ₂	PK ₃ in 1/100 mm	PK ₄	PK ₅	Littel- wert
5 a)	0,96 kp	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,00
	5,00 kp	18,0	18,0	16,0	17,0	16,0	17,00
	7,50 kp	30,0	30,0	26,0	26,0	25,0	27,40
	10,00 kp	42,0	41,0	36,0	38,0	38,0	38,00
	12,50 kp	54,0	52,0	47,0	49,0	49,0	50,20
	10,00 kp	46,0	45,0	40,0	41,0	41,0	42,60
	7,50 kp	32,0	31,0	28,0	29,0	28,0	29,60
	5,00 kp	22,0	22,0	19,0	19,0	19,0	20,20
	0,96 kp	2,0	2,0	2,0	2,0	2,0	2,00
5 b)	0,96 kp	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,00
	5,00 kp	17,0	21,0	17,0	18,0	20,0	18,60
	7,50 kp	29,0	32,0	27,0	28,0	31,0	29,40
	10,00 kp	43,0	43,0	36,0	39,0	42,0	40,60
	12,50 kp	57,0	55,0	46,0	51,0	54,0	51,60
	10,00 kp	48,0	47,0	39,0	43,0	46,0	44,60
	7,50 kp	32,0	33,0	28,0	30,0	32,0	31,00
	5,00 kp	22,0	24,0	18,0	21,0	23,0	21,40
	0,96 kp	8,0	1,0	2,0	1,0	2,0	1,80

Erklärung zur Tabelle VIII. Durchbiegungswerte der Prüfkörper
(Gruppe 5) aus Paladon mit 0,5 p Kovinox = 12,5 % Glasfaser-
anteil. (a = im trockenen, b = im nassen Zustand.)

Tabelle VII

Durchbiegung der Prüf- körper bei		PK ₁	PK ₂	PK ₃ in 1/100 mm	PK ₄	PK ₅	Mittel- wert
4 a)	0,96 kp	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,00
	5,00 kp	17,0	14,0	18,0	13,0	17,0	15,80
	7,50 kp	27,0	24,0	32,0	24,0	27,0	26,80
	10,00 kp	39,0	35,0	42,0	35,0	39,0	38,00
	12,50 kp	50,0	45,0	55,0	48,0	51,0	49,80
	10,00 kp	42,0	39,0	45,0	37,0	43,0	41,20
	7,50 kp	29,0	26,0	35,0	25,0	29,0	28,80
	5,00 kp	19,0	18,0	22,0	15,0	19,0	18,60
	0,96 kp	2,0	2,0	2,0	1,0	2,0	1,80
4 b)	0,96 kp	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,00
	5,00 kp	16,0	22,0	25,0	19,0	23,0	21,00
	7,50 kp	27,0	34,0	38,0	31,0	34,0	32,80
	10,00 kp	33,0	47,0	53,0	44,0	45,0	45,40
	12,50 kp	50,0	58,0	64,0	56,0	56,0	56,80
	10,00 kp	41,0	51,0	58,0	43,0	49,0	49,40
	7,50 kp	27,0	37,0	41,0	32,0	36,0	34,60
	5,00 kp	17,0	26,0	29,0	22,0	26,0	24,00
	0,96 kp	3,0	2,0	2,0	2,0	0,0	1,80

Erklärung zur Tabelle VII. Durchbiegungswerte der Prüfkörper (Gruppe 4) aus Paladon mit einem Maximum an Glasfasern nach dem Schichtverfahren hergestellt. (a = im trockenen, b = im nassen Zustand.)

Tabelle VI

Durchbiegung der Prüf- körper bei		PK ₁	PK ₂	PK ₃ in 1/100 mm	PK ₄	PK ₅	Mittel- wert
3 a)	0,96 kp	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,00
	5,00 kp	13,0	15,0	16,0	17,0	15,0	15,20
	7,50 kp	18,0	24,0	26,0	29,0	25,0	24,40
	10,00 kp	32,0	34,0	39,0	41,0	36,0	36,40
	12,50 kp	44,0	44,0	51,0	53,0	48,0	48,00
	10,00 kp	34,0	36,0	43,0	44,0	38,0	39,00
	7,50 kp	23,0	25,0	30,0	30,0	26,0	26,80
	5,00 kp	15,0	18,0	21,0	19,0	18,0	18,20
	0,96 kp	0,5	0,5	1,5	1,5	1,0	1,00
3 b)	0,96 kp	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,00
	5,00 kp	22,0	20,0	21,0	22,0	22,0	21,40
	7,50 kp	35,0	33,0	34,0	33,0	34,0	33,80
	10,00 kp	48,0	45,0	48,0	46,0	46,0	46,60
	12,50 kp	63,0	55,0	59,0	58,0	61,0	59,20
	10,00 kp	53,0	48,0	51,0	50,0	50,0	50,40
	7,50 kp	37,0	35,0	36,0	34,0	36,0	35,60
	5,00 kp	26,0	25,0	25,0	24,0	25,0	25,00
	0,96 kp	3,0	6,0	2,0	2,0	3,0	3,20

Erklärung zur Tabelle VI. Durchbiegungswerte der Prüfkörper (Gruppe 3) aus Paladur mit 0,5 p Rovings = 12,5 % Glasfaseranteil. (a = im trockenen, b = im nassen Zustand.)

Tabelle V

Durchbiegung der Prüf- körper bei		PK ₁	PK ₂	PK ₃	PK ₄	PK ₅	Mittel- wert
		in 1/100 mm					
2 a,	0,96 kp	0,0	0,0				0,00
	5,00 kp	13,0	10,0				11,50
	7,50 kp	20,0	16,0				18,00
	10,00 kp	26,0	22,0				24,00
	12,50 kp	33,0	28,0				30,50
	10,00 kp	27,0	23,0				25,00
	7,50 kp	20,0	17,0				18,50
	5,00 kp	11,0	14,0				12,50
	0,96 kp	0,5	0,5				0,50
2 b)	0,96 kp	0,0	0,0				0,00
	5,00 kp	13,0	10,0				11,50
	7,50 kp	20,0	13,0				19,00
	10,00 kp	27,0	24,0				25,50
	12,50 kp	34,0	30,0				32,00
	10,00 kp	29,0	26,0				27,50
	7,50 kp	21,0	18,0				20,00
	5,00 kp	15,0	12,0				13,50
	0,96 kp	1,0	1,0				1,00

Erklärung zur Tabelle V. Durchbiegungswerte der Prüfkörper (Gruppe 2) aus Palodol mit einem Maximum an Glasfasern im BRUPO 30 Minuten polymerisiert. (a = im trockenen, b = im nassen Zustand.)

Tabelle IV

Durchbiegung der Prüf- körper bei		PK ₁	PK ₂	PK ₃	PK ₄	in 1/100 mm	mittl- wert
1 a)	0,96 kp	0,0	0,0				0,00
	5,00 kp	7,0	7,0				7,00
	7,50 kp	10,0	10,0				10,00
	10,00 kp	14,0	13,0				13,50
	12,50 kp	17,0	15,0				16,00
	10,00 kp	15,0	14,0				14,50
	7,50 kp	10,5	10,0				10,25
	5,00 kp	7,0	7,0				7,00
	0,96 kp	1,0	1,0				1,00
1 b)	0,96 kp	0,0	0,0				0,00
	5,00 kp	6,0	7,0				6,50
	7,50 kp	10,0	11,0				10,50
	10,00 kp	14,0	15,0				14,50
	12,50 kp	19,0	17,5				18,25
	10,00 kp	15,0	15,0				15,00
	7,50 kp	11,2	10,5				10,85
	5,00 kp	8,0	6,5				7,25
	0,96 kp	0,5	0,5				0,50

Erklärung zur Tabelle IV. Durchbiegungswert. der Prüfkörper
(Gruppe 1) aus Paladur mit einem Maximum an Glasfasern.

(a = im trockenen, b = im nassen Zustand.

gummi von 0,3 bis 0,6 mm Stärke als Platzhalter herzustellen. Zu diesem Zweck vermischt man Glasfasern und Perlpolymerisat auf einer Polyäthylenfolie und feuchtet dieses Gemenge mit Monomer an. Dann bringt man dieses plastische Material, verpackt in Vorpreßfolie, in die Kuvette, die, entsprechend den jeweiligen Anforderungen, mit Platzhaltern versehen ist und orientiert die Glasfasern nach den Vorstellungen, die uns durch die Spannungsoptik gegeben sind. Man preßt vor, kontrolliert und stellt sie zehn Minuten in kochendes Wasser. Will man den Block ab- oder zurechtschleifen, hat die Kuvette länger im kochenden Wasser zu bleiben. Im anderen Fall ist der Block noch weich und biegsam, läßt aber nicht zu, daß die Glasfasern sich aus ihm lösen und beim Pressen verschieben. Hat man Platzhalter aus Zinnfolie oder Silikonfolie verwendet, so entfernt man zuerst den palatinalen Platzhalter und preßt an seine Stelle unverstärkten Kunststoff und kontrolliert die Situation des verstärkten Blocks. Anschließend entfernt man die zweite Folie und ersetzt sie ebenfalls durch Kunststoff.

So ist es möglich, einen sehr großen Glasfaserteil in den Prothesen unterzubringen, ohne daß sie an irgendeiner Stelle über die Kunststoffoberfläche ragen und damit den Patienten stören.

durch das flachs freigehaltenen Raum werden die mit Monomer angefeuchteten Glasfasern so untergebracht, daß sie beim anschließenden Aufpressen des Kunststoffes vollkommen von dem plastischen Material bedeckt bleiben.

3. Der Kunststoff als Platzhalter.

Die Verarbeitung wird einfacher, wenn man den Kunststoff selbst als Platzhalter verwendet, was aber schon einiges Geschick im Umgang mit Glasfasern und Kunststoff erfordert.

Diese beiden Methoden entsprechen dem Schichtverfahren bei der Herstellung von Prüfkörpern und haben den Nachteil, daß nicht sehr viele Glasfasern im Kunststoff untergebracht werden können.

4. Vorpolymerisation von Glasfaserverstärkten Kunststoffblöcken.

Bei der Herstellung von Prüfkörpern zeigte sich, daß mit der Vermischungsmethode von Glasfasern und Polymer mehr Rovings im Kunststoff untergebracht werden können, was sich in den höheren Festigkeitswerten dieser Prüfkörper ausdrückt.

Nach dieser Methode wird ein Block hergestellt, und zwar nach verschiedenen Techniken weiterverarbeitet. Eine Möglichkeit ist es, den Block ohne Platzhalter oder mit Zinnfolie oder Silikon-

zur Hauptspannungsrichtung liegenden Glasfasern Schwachpunkte durch die damit verbundene Kerbwirkung in die Basis bringt. Nach den Untersuchungen von KLÖTZER (35, 36) und SCHOLTZ (58) ergibt sich, daß das Spannungsschema eines Balkens mit Zugzone, neutraler Zone und Druckzone bei den zahnärztlichen Prothesen nicht anzuwenden ist. Für totale Prothesen bedeutet bei der praktischen Verarbeitung, daß die Glasfasern nicht an der Oberfläche liegen müssen, um die auf die Prothesen treffenden Zugspannungen aufzunehmen, sondern daß sie soweit von der Oberfläche entfernt sein können, daß die Gefahr der Freilegung der Enden nicht besteht. Es muß bei der Platzierung der Rovings unbedingt berücksichtigt werden, wie weit sich der Spannungszustand, analog der totalen Prothese, bei partiellen Prothesen einer Biegespannung überlagert. Dies zeigt uns die Arbeit von SCHOLTZ (58). Die Aufgabe der verschiedenen Herstellungsverfahren ist es, ein Maximum von Glasfasern dort platzieren zu können, wo es, dem jeweiligen Prothesentyp entsprechend, spannungsgerecht liegen muß.

2. Die Platzhaltertechnik mit Wachs.

Beim Vorpressen wird in der Kuvette auf der Gaumenseite eine Wachsplatte festgeschmolzen, die mit zwei Polyäthylenfolien abgedeckt ist. In dem

c) Die Verarbeitungsmöglichkeiten der Glasfasern zur
Verstärkung von Kunststoffen bei Neuherfertigung
der Prothesen

Die Glasfasern wurden nicht nur zur Verstärkung von Reparaturen gebraucht, sondern sie wurden auch in neu angefertigten Prothesen einpolymerisiert. Um hohe Festigkeitswerte zu erreichen, muß man versuchen, ein Maximum an Glasfasern im Kunststoff unterzubringen. Außerdem müssen die Rovings spannungsgerecht platziert werden. Durch das Fließen der Glasfasern mit dem plastischen Kunststoff können sie über die Kunststoffoberfläche kommen. Die Aufgabe der nachfolgend gezeigten Herstellungsverfahren ist es, zu verhindern, daß die Enden der Glasfasern palatinal oder lingual mit der Mundschleimhaut in Kontakt kommen und den Patienten stören.

1. Das Aufpressen von Netzen.

Das Aufpressen von Netzen auf die linguale Fläche, wie es von HELMBÜRGLER (24, 25) angegeben und von mir bei fünfzehn Patienten erprobt wurde, macht keine besonderen Schwierigkeiten, wenn man noch eine dünne Schicht Kunststoff über das Netz preßt. Nachdem uns aber die polarisationsoptischen Untersuchungen von KLÖTZER (35, 36) und SCHOLTZ (58) die Spannungsverteilung in verschiedenen Prothesentypen zeigen, ist es sinnlos, ein Netz zu verwenden, das durch die quer

ter Aufbiß ein exaktes und spannungsfreies Anliegen an der Zahnreihe. Dies machen für den Stahlbügel die spannungsoptischen Versuche und für die Glasfasern der Versuch III, 3. zur unterschiedlichen Längskontraktion mit Rovings verstärkter und unverstärkter Prüfkörper verständlich.

4. In operativer Prothetik wurden Glasfasern grundsätzlich zur Verstärkung von schiefen Ebenen aus Kunststoff angewendet. Bei Unterkieferresektionsprothesen, die durch die Mundbodenmuskulatur extrem gestaucht werden, erwies sich die Stabilisierung mit Glasfasern der Stahlbügelverstärkung ebenbürtig und in der Verarbeitungsmöglichkeit überlegen. Auch bei STEINKAMP-Apparaturen müssen die Kunststoffaufbisse, entsprechend der auftretenden Torsionsbelastung, mit Rovings verstärkt werden. In diesen genannten Apparaturen ist der Kunststoff ohne Verstärkung den Spannungen, die durch die Muskelkraft oder durch die Gummizüge verursacht werden, nicht gewachsen.

verarbeitungstechnischen Gründen nicht zur Schienung und Reposition verwenden. Jedoch bei der Nachbehandlung operierter Pseudoarthrosefälle und bei komplizierten Kieferbrüchen durch grazil gestaltete Aufbisse, die über längere Zeit ständig getragen werden mußten, sind die Glasfasern dem Stahlbügel als Verstärkungsmaterial vorgezogen worden.

Bei Patienten mit Kiefergelenkbeschwerden wurden, wenn extrem dünne Aufbisse indiziert waren, auch diese mit Glasfasern verstärkt. Dabei zeigten sich zwei Nachteile der Glasfasern:

- a) Bei extrem dünnen Kunststoffschichten ist es nicht möglich, das Heraustreten der Glasfasern über die Oberfläche zu verhindern.
- b) Die Paßgenauigkeit verstärkter Aufbisse ist grundsätzlich etwas schlechter, da jede asymmetrisch liegende Verstärkung zur Verwerfung führt. Auch stahlbügelverstärkte haben diese Nachteile.

Wird, wie bei der Kieferbruchbehandlung, eine große Stabilität zu Schienungszwecken von dem Aufbiß gefordert, muß er verstärkt werden. Diese Nachteile müssen in Kauf genommen und die Fehler der Prothese a. Patienten mit Kaltplast korrigiert werden. Bei Kiefergelenkbeschwerden bringt nur ein unverstärk-

b) Die Verwendung von Glasfasern in der
Prothetik und ihre Grenzgebiete

Bis jetzt wurden die Glasfasern nur als geeignetes Verstärkungsmaterial für obere Prothesenbasen beschrieben. Da sie aber überall dort indiziert sind, wo die Kurzzeitwerte der zahnärztlichen Kunststoffe der Funktion nicht gewachsen sind, wurden sie auch zur Stabilisierung folgender prothetischer Apparaturen verwendet:

1. Glasfasern wurden anstelle des Stahlbügels in Unterkieferprothesen einpolymerisiert, hauptsächlich nur in kompliziert geformten Apparaturen der Resektionsprothetik. Mir wurde kein Bruch derartig verstärkter Apparaturen bekannt.
2. Für die Reparatur provisorischer Kaltplastbrücken oder reiner Kunststoffbrücken sind Rovings unbedingt indiziert. Meist platzen an den endständigen Ankerzähnen die Approximalflächen zum Nachbarzahn ab. Die Bruchlinie läuft am häufigsten durch die Mitte der buccalen Fläche über die Okklusionsfläche zu der palatinalen oder lingualen Fläche. Die Rovings müssen dann, in der buccalen Fläche des Zwischenglieds fixiert, parallel zur Okklusionsfläche schleifenförmig um die zu fixierende Approximalfläche in die linguale bzw. palatinale Fläche des Brückenkörpers gelegt werden.
3. In der Kieferbruchbehandlung konnte ich glasfaserverstärkte Kunststoffe aus hygienischen und

Die Glasfasern ragen wie Injektionskanülen über die Kunststoffoberfläche und kommen durch das Polieren erst richtig heraus. Dies gilt selbstverständlich auch für die mit Rovings verstärkten Prothesen. Für Reparaturarbeiten mit Glasfasern hat sich in unserer Abteilung deshalb folgendes Vorgehen bewährt:

1. Man muß die Protheseoberfläche großzügig aufziehen und abräsen und alle in Frage kommenden Bruchmöglichkeiten schon voraussehen.
2. Die dem Gaumen zugewandte Fläche muß auf jeden Fall stehenbleiben, damit die Glasfasern nicht mit der Gaumenschleimhaut in Kontakt kommen.
3. Die Enden der widerspenstigen Glasfasern sollen in unter sich gehenden Stellen liegen und gegen das Verpressen an einigen Stellen mit Kaltplast festgepunktet werden. Darauf wird Paladon geprent und polymerisiert.
4. Ist eine Prothese schon einmal mit Kaltplast repariert, so darf man sie wegen der Gefahr der Weißfärbung nicht mehr polymerisieren, sondern man vermengt auf einer Polyäthylenfolie Rovings mit Pulver des kalt polymerisierten Kunststoffs, trinkt dies Gemenge mit Monomer und legt es auf die abgefräste Fläche. Nach dem Aushärten des Laminats füllt man Kaltplast entsprechend der Prothesenform auf und arbeitet die Prothese aus.

Stelle am Gaumen wieder entfernt haben. In einigen Fällen war die Zungenspitze durch das Spielen an den freiliegenden Glasfasern sogar gerötet.

Wir deckten die Netze, die zu einer größtmöglichen Aufnahme der Zugspannungen so knapp wie möglich unter der Oberfläche der Prothese liegen sollten (HELM-BÜRGER 24, 25), mit einer dünnen Kunststoffschicht ab. Betrachtet man die über die Kunststoffoberfläche ragenden Glasfasern, so versteht man den Unmut der Patienten. (Siehe Abbildung 17)

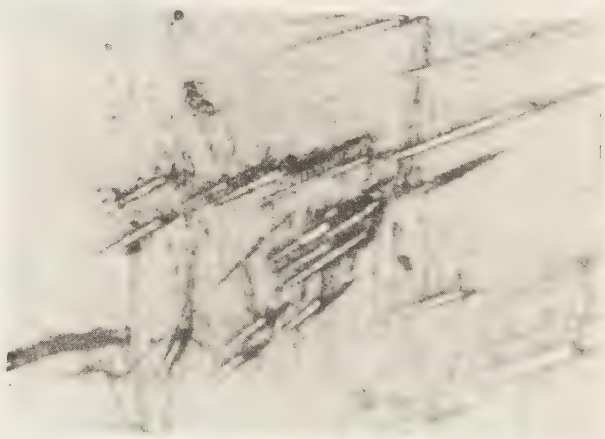


Abb. 17. Oberfläche einer aus "Mystik" hergestellten Basisplatte im Aufsichtsmikroskop.

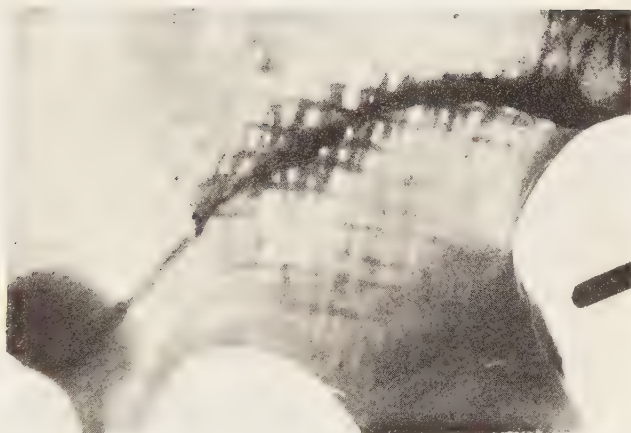


Abb. 16. Bruch einer Prothese im Bereich des Glasfasernetzes.

Die Reparaturen wurden zu Beginn nach den Vorschriften MEIMBURGER'S durch Aufpressen der mit Monomer angefeuchteten Netze auf der lingualen Fläche durchgeführt, was aus folgendem Grund nach einigen Reparaturen abgesetzt wurde: Da die Netze durch das Polieren und Ausarbeiten über die Kunststoffoberfläche ragen, kamen die Patienten am nächsten Tag, teilweise erbost, wieder und wollten die unangenehme

sind sämtliche Varianten möglich. Darüber lagert sich noch der Variantenreichtum der von KLOTZLER (35, 36) und SCHOLTZ (58) beschriebenen, unterschiedlichen Prothesentypen mit der für jeden Einzelfall typischen Spannungsverteilung.

Der Bruch der Prothese ist die Manifestation des Versagens der Kunststoffe als Basismaterial im Funktionsgeschehen. Die weiter vorn erwähnten fünfzehn Reparaturen waren mit HEIMBURGER-Netzen durchgeführt worden. Nach eineinhalb Jahren wurden diese fünfzehn Patienten zu einer Nachuntersuchung wiederbestellt, zu der zwölf erschienen. Keinem der Patienten war die Prothese wieder zerbrochen. Diese Tatsache beweist die stabilisierende Eigenschaft der HEIMBURGER-Netze, die im Biegeversuch nur eine geringe Verbesserung der Festigkeitswerte des Paladons brachten. Nach drei Jahren erschien einer dieser Patienten und bat um die Glasfaserverstärkung einer inzwischen mehrmals reparierten anderen Bruchstelle an seiner Prothese. Die alte, mit dem Glasfasernetz stabilisierte Reparaturstelle war noch ohne Veränderung. Sehr selten ist ein Bruch im Bereich der Glasfaserverstärkung, z. B. in einem HEIMBURGER-Netz, festgestellt worden. Die in Abbildung 16 gezeigte Prothese ist der einzig mir bekanntgewordene Fall eines Bruches im Netzbereich.

Es gibt zwei Möglichkeiten, diesen Sekundärbruch aufzuschieben und damit eventuell zu verhindern:

1. Man paßt die Protheserbasis nach einer Zeit dem atrophierten Prothesenlager wieder an und verstärkt damit auch die Prothesenbasis (DHTIG
2. Man gestaltet die Prothesenbasis möglichst steif und versucht, dadurch die Atrophie auf ein Minimum zu reduzieren.

Da sich aber das Prothesenlager auch unter steifen Basen abbaut, ist die Kombination beider Methoden die günstigste Lösung.

Der fließende Übergang zwischen dem Frühbruch bei übermäßiger Belastung und dem Widerstand gegen die Belastung bis zur Unbrauchbarkeit der Prothesen wird in der prothetischen Praxis täglich demonstriert. Bei Patienten, deren Prothesen ohne Manifestation einer Atrophie brechen, verüben selbst die hohen Kurzzeitwerte der Methacrylate nicht, um der enormen Belastung während der Funktion Widerstand entgegenzusetzen. Die Ursache für solche Frühbrüche ist häufig ein äußerst funktionstüchtiges und periodontal resistentes Restgebiß. Zwischen dem eben geschilderten Einzelfall und dem Einzelfall, besser gesagt dem Idealfall, der Funktionstüchtigkeit einer Prothese über einen größeren Zeitraum

a) Reparaturen von häufig brechen den Prothesen

Vor vier Jahren wurden von mir 15 Prothesen, die vorher mindestens einmal an derselben Stelle gebrochen waren, mit den von HAIMBÜRGER (22) angegebenen Netzen repariert. Dabei zeigten sich vier Prothesentypen:

1. Die Prothesen mit grazilen Schaltstücken, welche die kleinen Lücken schließt.
2. Die schleimhautgetragene Prothese, die nur an wenigen Klammerzähnen verankert ist.
3. Die Kombination aus beiden vorher genannten Prothesentypen.
4. Die totale Oberkieferprothese, auf welche die Kaukraft durch einen voll- oder teilbezahnten Unterkiefer (mit resistentem Restgebiss) übertragen wird.

Zum besseren Verständnis des Bruchvorgangs müssen wir nochmals die mechanischen Eigenschaften des Basismaterials während der Deformation vor Augen führen.

Der Kunststoff wird mit Kraftimpuls plastisch-elastisch über seine Fließgrenze verformt. Daraus resultiert eine Restverformung. Nach JANKE (31), ROTTER und LAPP (55) u. a. führt dies primär zu einer Atrophie des darunterliegenden Gewebes. Durch das Hohlliegen im Bereich des Alveolarfortsatzes wird der Kunststoff Belastungen ausgesetzt, die sekundär zum Bruch führen.

4. Klinische Versuche

Mit den Glasfasern wurde durch die vorausgegangenen Versuche ein Verstärkungsmaterial gefunden, das den E-Modul unserer dentalen Kunststoffe um eine Zehnerpotenz anheben kann. Ihre mechanischen Eigenschaften stoßen damit zu der Größenordnung der Festigkeitswerte der Metalle vor. Zur Verstärkung unserer Kunststoffprothesenbasen sind sie somit theoretisch wesentlich besser zu gebrauchen als die Stahlnetze. KRAFT (40) hält auch ihre praktische Anwendung zur Verstärkung der Prothesenbasen für sinnvoll. Er betont aber, daß die klinische Brauchbarkeit nur durch groß angelegte statistische Auswertungen zu beweisen ist. "Solche Untersuchungen dürften die Möglichkeit einer Klinik oder gar einer einzelnen Praxis überschreiten und wären eine dankbare Aufgabe für die gemeinsame Arbeit auf der Basis der angestrebten einheitlichen Dokumentation (KRAFT 40)."

Meine Aufgabe war es, parallellaufend zu meinen Versuchen, häufig brechende Prothesen zu untersuchen und zu reparieren. So konnte ich die klinische Brauchbarkeit erproben und dabei auftretende Probleme durch neue Versuche und Herstellungsmethoden lösen.

e) Ergebnisse

Tabelle III

Belastungsversuch zur Bestimmung der Hysteresefläche der
Prüfkörper Z II (mit und ohne Glasfaserverstärkung)

Lastwechsel 1 kp/Min.

Belastung in kp	Durchbiegung ohne GF in 1/100 mm		Durchbiegung mit GF in 1/100 mm	
0,0	0,0	- 3,0	0,0	- 0,5
1,0	11,0	8,0	3,0	2,5
2,0	19,5	18,5	6,0	5,5
3,0	27,5	27,5	9,0	8,5
4,0	36,0	36,0	12,0	11,5
5,0	47,0	47,0	14,75	14,5
6,0	56,0	56,0	17,0	17,0
5,0	51,0	-	15,2	-
4,0	41,0	-	12,5	-
3,0	37,0	-	9,6	-
2,0	23,0	-	7,0	-
1,0	14,0	-	4,0	-
Wenden des PK 0,0	3,0/- 3,0	-	1,0/- 1,0	-
- 1,0	9,0	-	1,5	-
- 2,0	18,0	-	4,0	-
- 3,0	27,0	-	7,0	-
- 4,0	36,0	-	10,0	-
- 5,0	44,0	-	12,5	-
- 6,0	55,0	-	15,0	-
- 5,0	50,0	-	13,0	-
- 4,0	41,0	-	10,5	-
- 3,0	32,0	-	7,5	-
- 2,0	25,0	-	5,0	-
- 1,0	14,0	-	3,0	-
Wenden des PK 0,0	3,0	-	0,5	-

Erklärung zur Tabelle III. Die Belastungswerte mit positiven Vorzeichen ergeben die Kurvenanteile im ersten, die mit negativen Vorzeichen die im dritten Quadranten.

HOLZMÜLLER (27) schreibt dazu Folgendes: "Die Verformungsarbeit besteht aus einem elastischen Anteil und aus einem in Wärme umgewandelten Verlustbetrag. Neben der rein elastischen Verformung treten reversible Fließvorgänge auf; bei der reversiblen Verformung ist die notwendige Arbeit im Körper gespeichert, und zwar zum Teil als potenzielle Energie (energieelastische Verformung) und zum Teil gebunden durch die mit der Verformung verknüpften Entropie-Verkleinerung. Die Energieresorption ist besonders bei periodischer Verformung von größter Wichtigkeit, da bei jedem Zyklus die Hystereseschleife einmal umlaufen wird". (Soweit HOLZMÜLLER 27).

Der von uns durchgeführte Versuch bringt also den Beweis dafür, daß die Glasfasern im Kunststoff und somit auch als Verstärkung der Prothesenbasis bei jeder Verformung einen großen Anteil Energieabsorption übernehmen. Dadurch verhindern sie bei jedem Kauakt einen Teil der Entropieverminderung gegenüber dem unverstärkten Kunststoff.

Die aus diesem Versuch sich ergebende klinische Konsequenz ist eine länger anhaltende Steifigkeit der mit Glasfasern verstärkten Basis, welche die Atrophie des Prothesenlagers verzögert.

Man nennt den ersten, vom Nullpunkt ausgehenden, Anteil jungfräuliche Kurve. Die Fläche, die zwischen den beiden anderen Kurven eingeschlossen ist, wird als Hysterese fläche bezeichnet. Bei diesem Biegeversuch wurde pro Volumeneinheit des Prüfkörpers die Arbeit *jede* aufgebracht, die während der Entlastung nur teilweise zurückgewonnen werden konnte. Beide Energien unterscheiden sich um den Flächeninhalt der Hystereseschleife.

Hysterese fläche der PK 2 II (Polen ohne GF und Polen mit einem Maximum an GF in derselben Kuvette im Drupo polymerisiert, Lastwechsel 1 kp/min.)

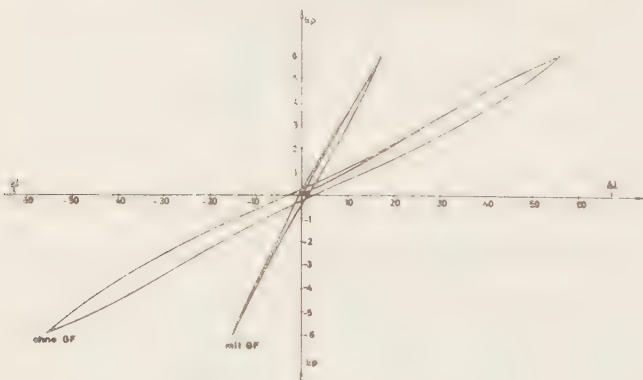


Abb. 15. Die Hysterese fläche zweier in derselben Kuvette polymerisierter Prüfkörper (PK 2 und PK 12) im trockenen Zustand.

d) Biegeversuch zur Feststellung der Hysteresefläche

Um eine, im physikalischen Sinn, korrekte Hysteresekurve durch einen Versuch zu erhalten, wird folgender Belastungsmodus gefordert:

Die Belastung muß bis zu einem bestimmten Wert linear ansteigen und wieder gleichmäßig bis zum Wert Null abnehmen, um dann mit negativen Vorzeichen, d. h. von der anderen Seite her, mit demselben Belastungsablauf den Prüfkörper zu verformen.

Dies wurde in unserem Versuch folgendermaßen verwirklicht: Der Prüfkörper wurde ohne Vorlast auf den Widerlagern festgehalten, während die Meßuhr auf den Wert Null eingestellt wurde. Nach dieser vorbereitenden Maßnahme stieg die Belastung kontinuierlich um ein Kilopond pro Minute, von 1 kp bis 6 kp, an, um mit derselben Geschwindigkeit wieder bis zu dem Wert Null abzunehmen. In diesem Moment wurde der Prüfkörper umgedreht und damit von der anderen Seite demselben Belastungsmodus, bis 6 kp anschwellend und bis zu dem Wert Null zurückfallend, unterworfen. Wendet man den Prüfkörper wieder, so stellt man fest, daß sich der vom Nullpunkt ausgehende Kurvenverlauf im ersten Quadranten recht mit dem nun registrierten Kurvenverlauf deckt, was auf die Fließvorgänge im Kunststoff zurückzuführen ist.

Durchbiegung der PK mit und ohne GF in einer
Küvette polymerisiert (Steigung = E-Modul kp/mm^2)

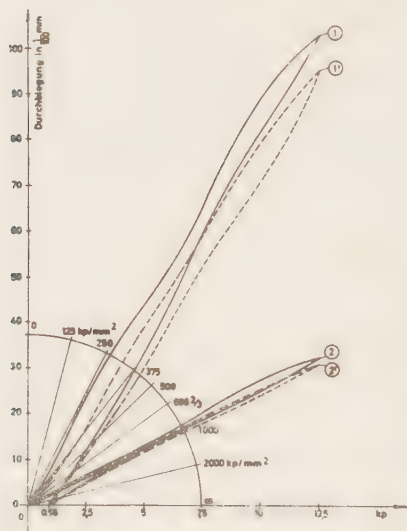


Abb. 14. Hystereseffläche von Prüfkörpern mit Glasfasern (2) und ohne Glasfasern (1).

Fläche 1' von PK 12 in trockenem Zustand

Fläche 1 von PK 12 in nassem Zustand

Fläche 2' von PK 2 in trockenem Zustand

Fläche 2 von PK 2 in nassem Zustand

In Abbildung 14 werden die unterschiedlichen Hysteresefflächen der jeweils in der gleichen Küvette im DRUPO mit und ohne Glasfasern polymerisierten Prüfkörper (PK 2 und PK 12) dargestellt. Die Taillierung der Hystereseffläche bei dem Wert von 7,5 kp ist durch die kurze Entlastung während des Gewichtwechsels zu erklären.

Paladurnröfkkörpern (PK 3). Mit Kaltplast und einem Maximum von Rovings konnten die besten Ergebnisse erzielt werden (PK 1), da durch die einfachere Verarbeitung mehr Glasfasern im Kunststoff untergebracht werden können. Nach HAGEN (19) bringt die geringere Verarbeitungstemperatur bei glasfaserverstärkten Kunststoffen bessere mechanische Qualitäten.

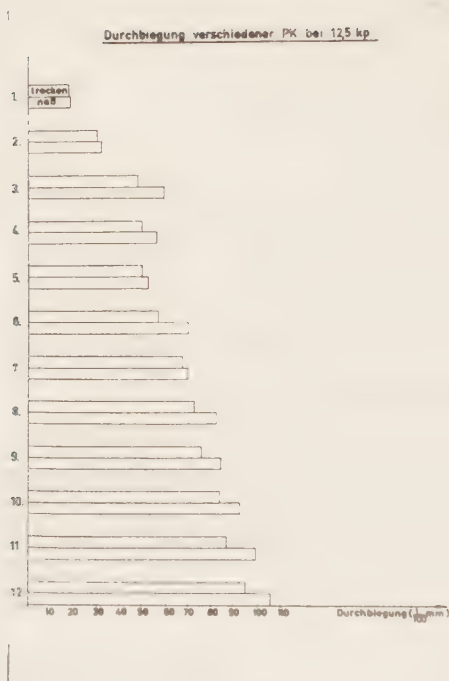


Abb. 13. Die Durchbiegung der verschiedenen Prüfkörper bei 12,5 kp Belastung im trockenen und nassen Zustand. (Benennung der Prüfkörper s. Erklärung zu den Abbildungen 11 und 12.)

Die Abbildung 13 bringt anschaulicher den Abfall der Biegefestigkeit nach vierzigstündiger Wasserlagerung zum Ausdruck. Auffällig ist der geringe Festigkeitsabfall bei den mit 0,5 Gramm Rovings verstärkten Paludonprüfkörpern (PK 5) im Gegensatz zu den mit der gleichen Menge von Rovings verstärkten

kp/mm^2 an. Nach dem Versuch im trockenen Zustand (Abbildung 11) wurden die Prüfkörper vierzig Tage in Wasser gelagert und erneut den Versuchen unterworfen (Abbildung 12).

Der Normkörper aus Messing ($h = 6 \text{ mm}$) wurde ebenfalls dem einfachen Biegeversuch unterworfen, um zu demonstrieren, in welcher Größenordnung der E-Modul eines Metalls im Vergleich zu dem der glasfaserverstärkten Kunststoffe liegt.

Dabei zeigte sich, daß der sechs Millimeter starke Prüfkörper aus Messing sich fünf hundertstel Millimeter bei 12,5 kp Belastung durchbog, während der fünf Millimeter starke glasfaserverstärkte Paladurprüfkörper bei der gleichen Belastung sich nur um siebzehn hundertstel Millimeter verformte. Der E-Modul des Messingprüfkörpers liegt damit bei ungefähr 2700 kp/mm^2 und der des glasfaserverstärkten Paladurprüfkörpers bei 2000 kp/mm^2 . Dieser Versuch zeigt, daß zahnärztliche Kunststoffe, durch Glasfasern verstärkt, mit ihrem E-Modul in dem Größenordnungsbereich der Metalle liegen.

in BAUPO polymerisiert, d. h., es wurde in derselben Küvette ein verstärkter und ein unverstärkter Prüfkörper polymerisiert. Die ersten zusammengehörigen Prüfkörper wurden mit Z I und die zweiten mit Z II bezeichnet. Sie wurden speziell für den Vergleich der Hystereseflächen unverstärkter Prüfkörper angewendet, die den verstärkten gegenübergestellt wurden.

Bei Methode 1 wurden die Prüfkörper im Schichtverfahren hergestellt. Zuerst wurde eine dünne Schicht Kunststoff in die Küvette gebracht, darauf eine Schicht von mit Monomer angefeuchteten Glasfasern usw.

Bei Methode 2 wurden Rovings und Pulver im trockenen Zustand in die Küvette eingelegt. Dieses widerspenstige Material wurde mit einem Instrument festgehalten und mit Flüssigkeit (Monomer) durchtränkt. Exakt abgewogen, konnten nur bis zu 0,5 p Rovings in meinen Prüfkörpern untergebracht werden. Wurden mehr Rovings verwendet, so wurde immer ein unkontrollierbarer Anteil mit dem Überchuss in der Preßfahne aufgefunden.

Die Abbildungen 11 und 12 zeigen die Durchbiegung der zwölf verschiedenartig armierten Prüfkörper im trockenen und nassen Zustand in Abhängigkeit von der Zeit und der Belastung. Die Steigung der im ersten Quadranten eingetragenen Geraden gibt uns den ϵ -Modul in

Erklärung zu den Abbildungen 11 und 12:

- Prüfkörper 1: Paladur mit einem Maximum an Glasfasern. Methode 2.
- Prüfkörper 2: Paladon mit einem Maximum an Glasfasern im DRUPO 30 Minuten polymerisiert. Methode 2.
- Prüfkörper 3: Paladur mit 0,5 p Rovings = 12,5 %. Methode 2.
- Prüfkörper 4: Paladon mit einem Maximum an Glasfasern (GF). Methode 1.
- Prüfkörper 5: Paladon mit 0,5 p Rovings = 12,5 %. Methode 2.
- Prüfkörper 6: Paladon mit einem Maximum an Glasfasermatten. Methode 2.
- Prüfkörper 7: "Kystik"
- Prüfkörper 8: Paladon mit feinem HILBURGER-Netz in der Zugzone.
- Prüfkörper 9: Paladon mit 5 % Glasfaserschnipseln.
- Prüfkörper 10: Paladon mit 2 % Glasfaserschnipseln.
- Prüfkörper 11: Paladon glasklar. Langzeitpolymerisation.
- Prüfkörper 12: Paladon glasklar gleichzeitig in einer Küvette mit den Prüfkörpern zwei

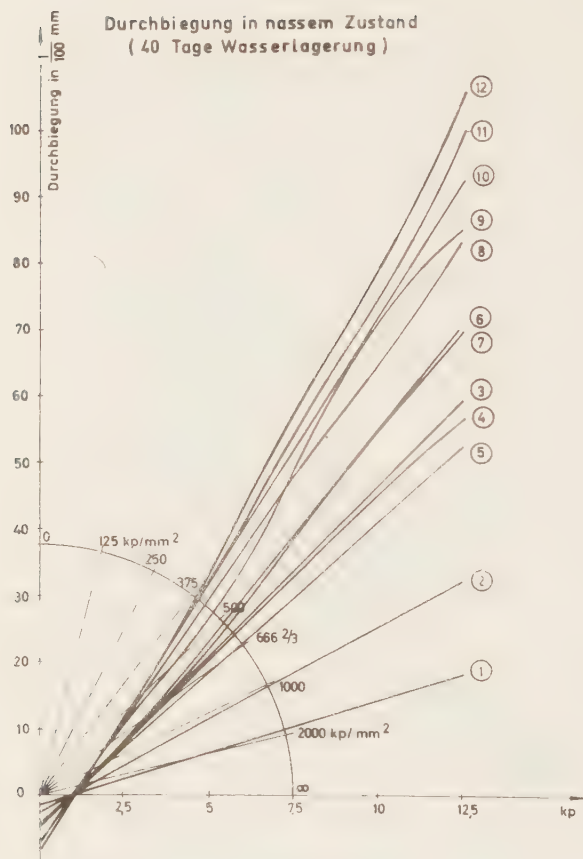


Abb. 12. Diagramm der Versuchsergebnisse, der im
folgenden beschriebenen Prüfkörper (im nas-
sen Zustand).



Abb. 11: Diagramm der Versuchsergebnisse der zwölf, im folgenden beschriebenen Prüfkörper (im trockenen Zustand,).

c) Der einfache Biegeversuch und seine Ergebnisse

Der einfache Biegeversuch entspricht nicht der klinischen Beanspruchung, läßt jedoch Rückschlüsse auf das zu erwartende Verhalten unter klinischen Bedingungen zu. Es zeigen sich eklatante Unterschiede in den mechanischen Eigenschaften verschieden armierter Prüfkörper. Mit dem folgenden Versuch soll die günstigste Modifikation der Glasfasern zur Verstärkung unserer Kunststoffe gefunden werden.

Für die geplanten Dauerbiegeversuche standen uns keine geeigneten Prüfmaschinen zur Verfügung. Der einfache Biegeversuch konnte jedoch auf der von uns selbst angefertigten Apparatur ohne weiteres durchgeführt werden:

Der zu untersuchende Prüfkörper wurde durch den Stempel in der Mitte des Prüfkörpers mit einer Vorlast von 0,96 kp gegen die beiden Unterstützungspunkte gedrückt, wobei die Meßuhr auf den Wert Null eingestellt wurde. Nach einer Minute wurde die Belastung auf 5 kp erhöht, dann jeweils im Abstand von einer Minute jeweils auf 7,5 kp, 10,0 kp und 12,5 kp gesteigert und dann über 10 kp, 7,5 kp und 5 kp wieder bis 0,96 kp reduziert. Da bei den unverstärkten Prüfkörpern mit höheren Belastungswerten irreversible Fließvorgänge auftraten und die Möglichkeit eines Bruchs bestand, lag die größte Belastung bei 12,5 kp. Die Versuchsergebnisse sind den folgenden Zeichnungen und Tabellen (IV bis VI) zu entnehmen.

b) Die Belastungsapparatur

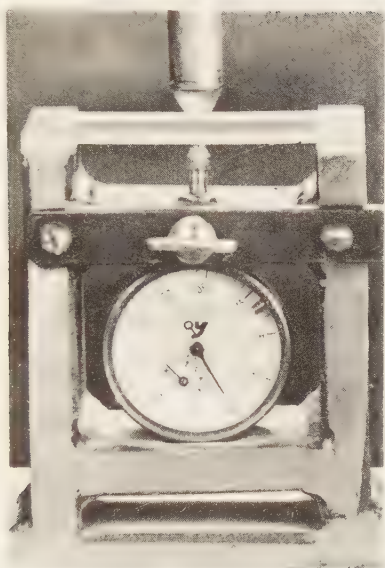


Abb. 10. Prüfkörper auf dem Widerlager unter einer Vorlast von 0,960 kp. Die Nullageneinstellung der Meßuhr erfolgte bei dieser Belastung.

Die Belastungsapparatur wurde im Kapitel II, 2 b) beschrieben. Anstelle des beschriebenen Flexiglasblockes wurde ein Metallgerüst aus Bandstahl (Abb. 10) mit unter dem Prüfkörper eingebauter Meßuhr als Widerlager benützt. Der Abstand zwischen den beiden Unterlagern betrug 100 mm, die Höhe des Prüfkörpers betrug 150 mm (Abb. 10).

- PK 6: Prüfkörper mit einem Maximum an Glasfaser-
matte, nach dem Verfahren der Trockenver-
mischung von Glasfasermatte und Polymer her-
gestellt (ein Prüfkörper).
- PK 7: Prüfkörper aus dem amerikanischen Material
"Mystik" (fünf Prüfkörper).
- PK 8: Prüfkörper mit einem feinen Glasfasernetz
nach HEIMBÜRGER (24) in der Zugzone (fünf
Prüfkörper).
- PK 9: Prüfkörper mit 5 % Glasfaserschnipseln aus
zerschnitteten HEIMBÜRGER-Netzen (fünf Prüf-
körper).
- PK 10: Prüfkörper mit 2 % Glasfaserschnipseln aus
HEIMBÜRGER-Netzen (fünf Prüfkörper).
- PK 11: Prüfkörper aus Paladon glasklar, zehn Stun-
den im Trockenofen polymerisiert (fünf Prüf-
körper).
- PK 12: Prüfkörper aus Paladon unter vier bis sechs
atü im DRUPO polymerisiert (zwei Prüfkörper:
Z I und Z II).

Körper wurde jeweils mit einem unverstärkten Prüfkörper zusammen in einer Nüvette dreißig Minuten bei einem Druck von vier bis sechs atü gekocht (zwei Prüfkörper: Z I und Z II).

PK 3: Die Prüfkörper wurden aus Paladur mit 0,5 Gramm Glasfasern (Rovings) hergestellt. Diese Prüfkörper wurden ebenfalls nach der Methode der Trockenvermischung von Polymer und Rovings hergestellt (fünf Prüfkörper).

Verwendete man zur Verstärkung eines Prüfkörpers mehr als 0,5 Gramm Glasfasern, fand man immer einen unkontrollierbaren Anteil mit dem Überschuß in der Pressfahne, was in dem Fall zu ungenauen Angaben des Prozentsatzes des Glasfasergehalts führt. 0,5 Gramm Rovings entsprechen 12,5 % Glasfasergehalt des Prüfkörpers.

PK 4: Die Prüfkörper wurden aus Paladon glasklar mit einem Maximum an Rovings hergestellt, was mit der Schichtmethode zu erreichen war (fünf Prüfkörper).

PK 5: Die Prüfkörper wurden aus Paladon mit 0,5 Gramm Rovings zehn Stunden im Trockenofen polymerisiert (Trockenvermischung von Rovings und Polymer, fünf Prüfkörper).

Natürlich lag die Höhe der aus der Kuvette entfernten Prüfkörper durch die unvermeidliche Preßfahne meist über 0,6 cm. Mit Hilfe einer Schleifapparatur wurden die Prüfkörper genau auf das Maß von 0,500 cm ($\pm 0,01$ mm) reduziert. Es mußte größte Sorgfalt angewendet werden, um die Höhe sämtlicher Prüfkörper exakt auf diesen Wert zu bringen, da die Höhe mit der dritten Potenz in der Formel für den E-Modul im Zähler steht, während die Breite b als einfacher Wert in Erscheinung tritt. Für die folgenden Versuche wurden zwölf Gruppen verschiedener Prüfkörper hergestellt, die im folgenden nach den mechanischen Werten aufgeführt werden:

PK 1: Prüfkörper aus Paladur, mit einem Maximum an Glasfasern hergestellt. Die Prüfkörper wurden mit Glasfasern in Paladur nach der folgenden Methode gepreßt: Polymerpulver und Rovings werden im trockenen Zustand in die Kuvette eingelegt, mit Monomer getränkt und sofort gepreßt (zwei Prüfkörper).

PK 2: Die Prüfkörper aus Paladon mit einem Maximum an Rovings im Überdrucktonf ("DRUPO") polymerisiert. Die Verarbeitung entspricht der des Prüfkörpers 1. Maximum soll sagen, daß sich mit dieser Verarbeitungsmethode nicht mehr Glasfasern in den Kunststoff unterbringen lassen. Ein glasfaserverstärkter Prüf-

4. Biegeversuch an halbkugelförmigen Prüfkörpern

Die günstigen Ergebnisse der mit Rovings verstärkten Prüfkörper veranlaßten uns zu einem Vergleich der verschiedenen glasfaserverstärkten Kunststoffe mit dem unverstärkten Kunststoff. Dazu wählten wir die Abmessungen der Prüfkörper nach den Modifikationen der American Dental Association.

a) Herstellung der Prüfkörper

Wie beim obigen Versuch, wurden die Prüfkörper mit Hilfe eines Messingformkörpers hergestellt. Die American Dental Association fordert zwar, die Prüfkörper aus einer in einem Stück polymerisierten Platte herauszusägen, was aber in diesem Fall nicht möglich ist. Die Glasfasern werden durch das Sägen aus dem Kunststoff gerissen, was durch eine filzartige Auffaserung keine exakte Formgebung der Prüfkörper zuläßt.

Es wurden vier Formkörper aus Messing mit den Abmessungen 5,5 cm x 0,6 cm x 1,0 cm wie im vorigen Versuch isoliert und eingebettet. Die Höhe der Formkörper von 0,6 cm wurde wegen der im vorigen Versuch demonstrierten Polymerisationschrumpfung gewählt, um mit Sicherheit die von der ADA geforderte Höhe von 0,5 cm einhalten zu können.

Durch die Versuchsergebnisse wurde uns bestätigt, daß die lineare Kontraktion des unverstärkten Kunststoffes 0,36 % (Tabelle II) beträgt, während der Glasfaserverbundstoff eine Expansion von 0,15 % zeigt (Tabelle I). Die mittlere Differenz zwischen den verstärkten und unverstärkten Prüfkörpern betrug also 0,51 %.

Tabelle I

A) Prüfkörper mit Glasfasern

				Mittelwert
PK 1:	+ 0,12 mm	+ 0,10 mm	+ 0,19 mm	+ 0,15 mm
PK 2:	+ 0,16 mm	+ 0,20 mm	+ 0,14 mm	+ 0,16 mm
PK 3:	+ 0,15 mm	+ 0,20 mm	+ 0,25 mm	+ 0,20 mm
PK 4:	+ 0,10 mm	+ 0,10 mm	+ 0,10 mm	+ 0,10 mm
PK 5:	+ 0,12 mm	+ 0,12 mm	+ 0,13 mm	+ 0,123 mm

Mittelwert aus fünf Versuchen + 0,142 mm = + 0,157 %
(Expansion). Die glasfaserverstärkten Prüfkörper weisen gegenüber dem beschriebenen Normkörper aus Messing eine Expansion von 0,157 % auf.

Tabelle II

B) Prüfkörper ohne Glasfasern

				Mittelwert
PK 1:	- 0,31 mm	- 0,27 mm	- 0,29 mm	- 0,29 mm
PK 2:	- 0,29 mm	- 0,28 mm	- 0,33 mm	- 0,30 mm
PK 3:	- 0,26 mm	- 0,32 mm	- 0,31 mm	- 0,29 mm
PK 4:	- 0,32 mm	- 0,41 mm	- 0,42 mm	- 0,38 mm
PK 5:	- 0,36 mm	- 0,35 mm	- 0,38 mm	- 0,36 mm

Mittelwert aus fünf Versuchen - 0,34 mm = 0,36 % (Kon-
traktion). Unverstärkte Paladonprüfkörper zeigen eine
Polymerisationsschrumpfung von 0,36 % gegenüber dem Norm-
körper aus Messing.

Wie die Abbildung 9 zeigt, läuft eines der beiden Stahlbleche in einer Führung, die auf der Bodenplatte aufgeschraubt ist wie ein Fallbeil. Der Prüfkörper wird durch zwei 2,4 cm starke Plexiglasbalken (fester Teil) senkrecht zu den Stahlblechen geführt. Sobald das Stahlblech in der 0,01 cm starken Kerbe hinter der Stufe eingerastet war, wurde es in dieser Situation noch etwas angedrückt und durch die Schrauben blockiert. Dadurch war der Prüfkörper gegen Verschieben gesichert und eindeutig auf der Bodenplatte fixiert. Die um 45 Grad angeschrägte Fläche der parallel zueinander montierten Stahlbleche war jeweils dem Ende des Prüfkörpers zugewandt. Der bewegliche Teil der Versuchsanordnung übertrug über das Stahlblech die jeweilige Lage der gegenüber der fixierten Kerbe liegenden Stufe auf die Meßuhr (Meßgenauigkeit 0,01 mm). Auf diesem beweglichen Teil war das Stahlblech mit Kaltplast fixiert und wurde durch eine, in der Abbildung der Deutlichkeit halber nicht dargestellten, Feder leicht in die Kerbe gepreßt. Bei den Messungen ergab sich, daß die Meßgenauigkeit der Apparatur bei $\pm 0,05$ mm lag. Deshalb wurden pro Prüfkörper drei Messungen durchgeführt und daraus der Mittelwert errechnet. Als Bezugsgröße gilt der Abstand der beiden Stufen von neun Zentimeter des Messingkörpers.

bei 80 Grad polymerisiert, nachdem die Kivette mit Zinnfolie isoliert worden ist. Die glasfaserverstärkten Prüfkörper wurden nach dem Schichtverfahren hergestellt, d. h., zuerst wurde eine dünne Schicht Kunststoff in die Kivette gebracht, darauf eine Schicht mit Monomer angefeuchteter Glasfasern, dann wiederum eine Kunststoffschicht etc. Das Polymer wurde nach den Verarbeitungsvorschriften der Firma RUTZA angeteigt und verwendet.

Beschreibung der Apparatur

Die Aufgabe der Apparatur war die Registrierung Formverhaltens der Prüfkörper. Dazu waren auf ein 0,3 mm starken Messingblech zwei am Ende um 95 Grad gebogene Messingstäbe, die in einem Abstand von 10 mm so montiert, daß die Stäbe in der oben beschriebenen Korb einrasten konnten.

Versuchsordnung zur Prüfung der Längskontraktion unverstärkter u mit GF verstärkter Körper

Ansicht



Draufsicht

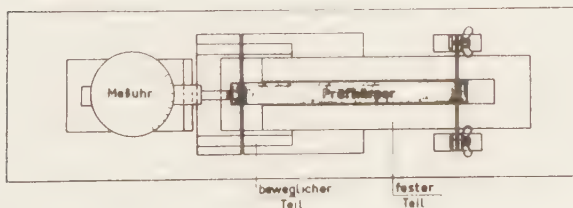


Abb. 4. Versuchsanordnung zur Registrierung der Veränderung der Längswerte durch die Polymerisation

a) Herstellung der Prüfkörper

Die benötigten Prüfkörper wurden nach einem Vergleichsprüfkörper aus Messing hergestellt. Der Lessingprüfkörper war zehn Zentimeter lang, einen Zentimeter breit und 0,6 Zentimeter hoch. In diesen waren im Abstand von neun Zentimetern zwei spitzwinklige Kerben von 0,05 Zentimeter Tiefe eingeschliffen. Sie befanden sich einen halben Zentimeter vor den Enden des Prüfkörpers, und die durch die Kerben abgegrenzten Enden waren um 0,04 Zentimeter reduziert. Diese Anordnung war nötig, damit eine Kerbe von 0,01 cm Tiefe entstand, die die Kontraktion des Kunststoffes nicht behindern konnte. Der Grund für die Reduktion der Höhe waren Isochromaten erster Ordnung, ausgehend von der Kerbe der ersten, nicht reduzierten Prüfkörper. Der oben beschriebene Prüfkörper aus Messing wurde mit Xynon isoliert, in Hartgips (Duroc) eingebettet. Blasenfreies Einbetten des schweren Metallkörpers war nur außerhalb der Küvette auf einer ebenen Unterlage möglich, indem man ihn vorsichtig von fünf Seiten mit Hartgips überzog und die Fläche mit den Kerben vom Gips freiließ. Nach dem Einbringen des Prüfkörpers in die Küvette wurde die freie Oberfläche mit den feinen Stufen gründlich gereinigt, wieder isoliert und der Gegenguß gemacht.

Insgesamt wurden fünf unverstärkte Prüfkörper und über den ganzen Querschnitt mit Glasfasern versehene Prüfkörper gepreßt und zehn Stunden im Trockenofen

stärkter Prüfkörper nach Hebel

Die Polymerisationschumpfung ist ein in der Zehnteilkunde bekanntes Phänomen (AST, G. 4, MILITON, S. 45). Beim Pressen des Kunststoffes auf einen Stahlbügel, der durch Temperaturschwankungen bei der Polymerisation nur die Wärmeeusdehnung und die anschließende reine Wärmekontraktion mitsieht, kommt es zu einer unterschiedlichen Kontraktion beider Materialien. Die Aufgabe des im folgenden beschriebenen Versuchs ist es, das Formverhalten des Verbundstoffes mit Glasfasern mit dem unverstärkten Kunststoff zu vergleichen. Es soll geklärt werden, warum sich die einseitig verstärkten Prüfkörper wie Bimetallstreifen verhalten. Theoretisch voraussetzend, kommt man zu dem Ergebnis, daß sich der glasfaserverstärkte Kunststoff gegenüber dem unverstärkten Kunststoff aufgrund der hohen Volumenbeständigkeit der Glasfasern kaum kontrahieren dürfte, während die Kontraktion des unverstärkten Kunststoffs eine werkstoffkundliche Gegebenheit ist. Den Beweis dafür muß uns die anschließend beschriebene Versuchsanordnung bringen.

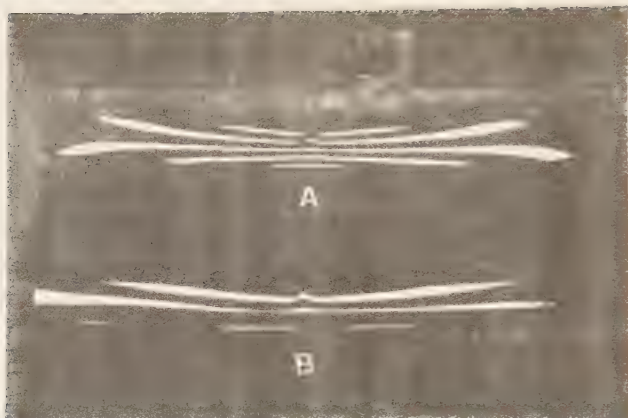


Abb. 8. Vergleich zwischen einem unverstärkten
(A) und mit einem Stahlbügel verstärkten
Prüfkörper bei einer Belastung von 9,25 kp
(B).

Der spannungsoptische Effekt der PMMA ist gering und ein Versuch mit diesem Material nicht so eindrucksvoll wie mit dem für diese Zwecke eigens entwickelten Giesharz Araldit. Trotzdem zeigt die spannungsoptische Untersuchung bei dem unverstärkten Methacrylat eine höhere Spannung als bei dem mit einem Stahlbügel verstärkten Kunststoff. Dieser Prüfkörper zeigt im polarisierten Licht, auch ohne Belastung, Isochromate erster Ordnung in der Umgebung des Stahlbügels. Daß diese Isochromate eine Vorspannung im Sinn einer Dehnung des Kunststoffs darstellt, beweist uns der nächste Versuch.

3. Prüfkörper mit Stahlbügel

Bei den mit einem Stahlbügel verstärkten Prüfkörper fällt im unbelasteten Zustand eine Vornormung entsprechend einer Isochromate auf. Wird der Prüfkörper aber mit 9,25 kp belastet, kann man gegenüber dem unverstärkten Prüfkörper eine Isochromate weniger erkennen, was auch dem Ergebnis des Biegeversuchs entspricht.



Abb. 7. Prüfkörper, verstärkt mit einem Stahlbügel, ohne Belastung.

sondern fast in der Mitte der seitlichen Fläche. Das löst auf eine gleichmäßige Verteilung der Materialspannung schließen. Die gleiche Anzahl der Isochromaten zeigt, daß dieses feine Glasfasernetz keine Verringerung der Zugspannung bewirkt; aber der flachere Isochromatenverlauf weist auf die Verteilung der Zugspannung über eine größere Fläche hin.

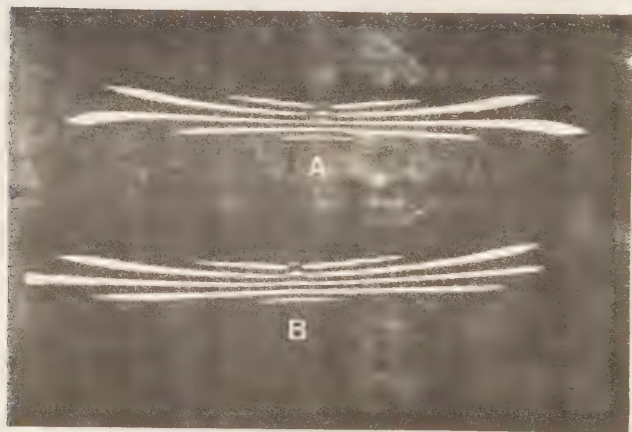


Abb. 6. Vergleich zwischen einem unverstärkten (A) und einem mit einem feinen Glasfasernetz verstärkten Prüfkörper (B).

Einen ähnlichen Isochromatenverlauf weisen die mit einem groben Glasfasernetz und mit einem Stahlnetz verstärkten Prüfkörper auf. Nur die dritte Isochromate tritt bei diesen Prüfkörpern nicht mehr so deutlich in Erscheinung.

1. Prüfkörper, mit Perlonnetz verstärkt

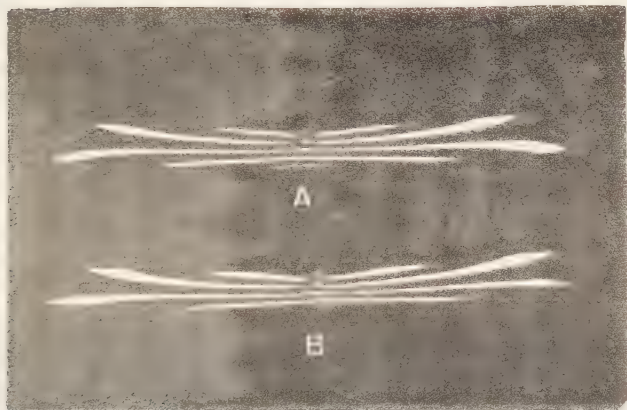


Abb. 5. Vergleich zwischen einem unverstärkten (A) und einem mit einem Perlonnetz verstärkten Prüfkörper (B).

Vergleicht man den Isochromatenverlauf beider Prüfkörper und die Anzahl der Isochromaten, so kann man keinen Unterschied in der Spannungsverteilung erkennen.

2. Prüfkörper mit Glasfasernetz

Bei dem mit einem feinen Glasfasernetz verstärkten Prüfkörper erkennt man eine verlängerte zweite Zugisochromate. Die erste Isochromate endet nicht mehr an der unteren Fläche des Prüfkörpers,

4. Paladon mit Stahlnetz
5. Paladon mit Stahlbügel
6. Paladon mit einem Maximum an Glasfasern (Rovings).

Die Mahlenbezeichnungen ohne Apostroph zeigen die Verformung bei Belastung, die mit Apostroph die Restverformung nach Entlastung.

In dieser Versuchsserie zeigt der mit Glasfasern verstärkte Prüfkörper die weitaus günstigsten Ergebnisse, gefolgt von dem massiven Stahlbügel. Das Versuchsergebnis zeigt eindeutig, daß Perlonnetze im Vergleich zu anderen Armierungen keine Verstärkung der PMMA bewirken.

Ziel der zweiten Versuchsserie war es, die verschieden armierten Prüfkörper spannungsoptisch zu untersuchen.

Die theoretischen Grundlagen dazu sind bereits im Literaturteil beschrieben.

Die Prüfkörper wurden einzeln auf der in Kapitel III, 2 b) beschriebenen Apparatur mit 9,25 kp belastet und im polarisierten Licht fotografiert.

Die Aufnahme des unbelasteten Prüfkörpers wurde mehrmals bei gleicher Kameraeinstellung wiederholt, um nach dem Entwickeln jeweils ein Bild des unverstärkten Prüfkörpers mit den unterschiedlich armierten Prüfkörpern zu einem Bild zu fotomontieren. Die Zugzone liegt entsprechend der Belastung durch die vorne beschriebene Apparatur auf der Unterseite der Prüfkörper.

nur die Werte von sechs unterschiedlich bewehrten Prüfkörpern in Abhängigkeit von der Zeit. Die Durchbiegungswerte eines jeden dieser sechs Prüfkörper wurden so lange alle 15 Sekunden registriert, bis die Deformationsänderung in diesem Zeitraum unter einem hundertstel Millimeter blieb..

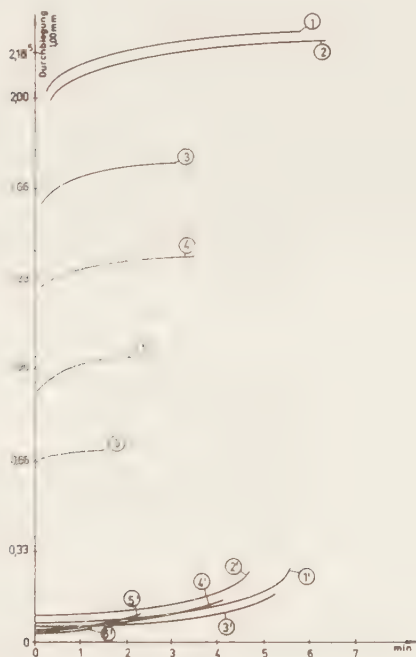


Abb. 4. Die Durchbiegung sechs verschiedenartig bewehrter Prüfkörper bei einer Belastung von 1,25 kp. Abstand der Widerlager 0,5 m.

1. Balken unverstärkt
2. Balken mit Perloneinlage
3. Balken mit grobem HELLBÜTTNER-Netz

Spannungsoptische Apparatur

Die Prüfkörper wurden auf der im vorigen Abschnitt erklärten Belastungsapparatur in den Strahlengang zwischen den beiden Polarisationsfiltern gebracht und mit 9,25 kp belastet. Auf der dem Betrachter bzw. der Kamera gegenüberliegenden Seite befand sich, durch eine schwarze Wand abgeschirmt, die Beleuchtungsapparatur, bestehend aus einem Projektionsapparat, dessen Licht durch vier Spiegel auf eine Mattscheibe direkt vor den Filtern verteilt wurde. Vor die beiden Polarisationsfilter waren noch $\lambda/4$ Filter montiert, um die störenden Isoklinen ausblenden zu können.

c) Die Versuche und ihre Ergebnisse

In der ersten Versuchsserie wurden diese acht, mit verschiedenen Stabilisierungselementen versehenen Prüfkörper dem einfachen Biegeversuch unterworfen. Die Messungen wurden an drei aufeinanderfolgenden Tagen wiederholt, um eventuelle Ungenauigkeiten der Apparatur auszugleichen. Diese Befürchtung erwies sich als unbegründet, denn es war keine breite Streuung der Werte zu erkennen. Am selben Tag konnten die Versuche nicht wiederholt werden, da die Restverformung nach der Belastung von 9,25 kp über viele Stunden hin festzustellen war.

Das folgende Diagramm zeigt, der Deutlichkeit halber,

544tliche Prfkkrper wurden nach dem Pressen in der oben beschriebenen Lessingkivette zehn Stunden lang bei 110 Grad Celsius im Trockenofen polierisiert.

Diese vollkommen verschiedenartig armierten Prfkkrper wurden mit Hilfe der im folgenden beschriebenen Apparaturen untersucht und verglichen.

b) Beschreibung der Belastungsapparatur und der Spannungsoptischen Apparatur

1. Belastungsapparatur

Die zu untersuchenden Prfkkrper wurden auf einen U-frmig hohlgeschliffenen Plexiglasblock gebracht, in den eine Messuhr (Messgenauigkeit 0,01 mm) eingebaut war, die den Deformationswert an der Unterseite des Prfkkrpers registrierte. Der Abstand der Widerlager betrug 6,5 cm.

Die Belastung bertrug ein Lessingrohr von 0,8 cm Durchmesser, auf dem eine Plexiglascheibe zur Aufnahme der Gewichte befestigt war. Dieses kraftbertragende Rohr wurde durch ein 1,0 cm starkes Lessingrohr gefhrt, das nach vier Seiten hin, auf einem zwei Zentimeter starken Sperrholzbrett abgesttzt war. Die ganze Apparatur konnte durch drei Verstellschrauben ins Lot gebracht werden.

- PK 5: Paladon mit einem Stahlnetz in der Zugzone
- PK 6: Paladon mit einem Stahlbügel in der neutralen Zone
- PK 7: Paladon mit Glasfasern in der Zugzone (Glasfasern-Rovings der Firma Schuller, Wertheim am Main)
- PK 8: Paladon mit Rovings über den gesamten Querschnitt des Prüfkörpers verteilt.

Verarbeitungsmethode der Verstärkungseinlagen mit
Paladon

- PK 1: Dieser Prüfkörper wurde, wie auch alle anderen, nach den Verarbeitungsvorschriften der Firma Kulzer hergestellt.
- PK 2, Die Netze wurden jeweils auf eine Größe von
- PK 3, 7,0 x 1,0 cm zugeschnitten, auf den Küvetten-
- PK 4, boden gelegt, mit Monomer angefeuchtet und mit
- PK 5: Paladon überdeckt.
- PK 6: Der Stahlbügel wurde ohne Alterung in das Paladon einpolymerisiert.
- PK 7: Als erstes wurde eine Schicht Paladon auf den Küvettenboden gelegt, darauf eine mit Monomer angefeuchtete Schicht Glasfasern verteilt, auf die das restliche Paladon gepreßt wurde.
- PK 8: Bei diesem Prüfkörper wurde über den gesamten Querschnitt Paladon und Rovings abwechselnd geschichtet.

Ohne Isolation der Klivettenwände wiesen die Prüfkörper zwar die genauen Abmessungen der Kastenform auf, hatten aber im Kunststoffinnern Schwundblasen. Deshalb wurde die Metallform mit einer exakt vorgefalteten Zinnfolie isoliert, wodurch zwar die Schwundblasen vermieden werden konnten, aber die Außenabmessungen der Prüfkörper durch die Polymerisationsschrumpfung ungenau wurden. Da diese Prüfkörper auch für spannungsoptische Untersuchungen vorgesehen waren, mußten sie von allen Seiten auf einer Filzscheibe hochglanz poliert werden. Durch Schrumpfung und Polieren ergaben sich Abmessungen der Prüfkörper von einem Zentimeter Breite, 4,64 cm Höhe ($\pm 0,05$ cm) und sieben Zentimeter Länge.

Es wurden Prüfkörper (PK) mit folgenden Verstärkungsmaterialien hergestellt und mit dem unverstärkten Paladon verglichen.

PK 1: Paladon unverstärkt

PK 2: Paladon mit einem Perlonnetz in der Zugzone
(Super "Pro Per" Perlon-Gewebe-Linlage nach
BRANDAU, DGM Nr. 1 636 835
Vertrieb: DE-WO, Hamburg-Iokstedt 1)

PK 3: Paladon mit einem groben Glasfasernetz nach
HEIMBÜRGER (22) in der Zugzone

PK 4: Paladon mit einem feinen Glasfasernetz nach
HEIMBÜRGER (22) in der Zugzone

c. Versuche an Paladonprüfkörpern mit verschiedenen Verstärkungseinlagen

Mit der folgenden Versuchsserie soll den Forderungen von STRACK (69), VAN THIEL (72), UHLIG (73), PEHLE (51) u. a. nach einem stabileren Basismaterial nachgekommen werden. Aus diesem Grund wurden sämtliche in der Zahnheilkunde angewendeten und vorgeschlagenen Verstärkungsmaterialien auf ihre stabilisierende Wirkung hin untersucht und miteinander verglichen. Zu diesem Zweck wurden balkenförmige Prüfkörper

- a) dem einfachen Biegeversuch unterzogen, um das günstigste Verstärkungsmaterial zu finden,
- b) spannungsoptisch untersucht, um die Spannungsverteilung durch Verstärkungsmaterialien im Kunststoff zu sehen.

a) Herstellung der Prüfkörper

Die für diese Versuche benötigten Prüfkörper wurden in einer hochglanzpolierten Messingklövette hergestellt, die aus einer 0,8 cm starken Boden- und Deckplatte bestand. Auf der Bodenplatte waren zwei Messingstäbe von einem Zentimeter Breite und einem halben Zentimeter Höhe in einem Abstand von 1,1 cm aufgeschraubt. Die Kastenform für die Prüfkörper von sieben Zentimeter Länge wurde durch zwei 0,5 cm hohe Messingklötze begrenzt. Die Deckplatte war durch zwei Bolzen gegen Verdrehen gesichert.

Patientin M:

Bei der Patientin wurde die Prothese vor den Eingliedern mit der Kraft von einem Kilopond gestaucht. Nach den Eingliedern wurde die Patientin aufgefordert, die Zahnreihen möglichst stark aufeinander zu pressen.

Die durch die Schmerzgrenze beschränkte maximale Kaukraft stauchte die Prothese entsprechend einer seitwärts angreifenden Kraft von 0,75 kp.

Diese wenigen Versuche mit unteren, schleimhautgetragenen Prothesen sind nur als Stichproben zur Kontrolle der Deformation zu bewerten. Sie zeigten, wie schon der Literatur entnommen werden konnte, daß für die Unterkieferprothesen kein bestimmter Deformationsmodus festzulegen ist. Restbezahnung, Bisslage, Aufstellung, Muskulatur und nervöse Steuerung führen zu einer durch Versuche schwer zu erfassenden Verformung der Unterkieferprothesen. Für sie nur ein Verstärkungsprinzip angewandt werden, das Dehnungs-, Stauchungs- und Torsionsbeanspruchungen entgegenarbeitet.

Für obere Prothesen sind in der Literatur eindeutige Angaben der Spannungsverteilung zu finden. Hier kann durch spannungsgerecht eingelagerte Verstärkungsmaterialien ein Effekt zur Verstärkung der Prothesenkonstruktion erzielt werden.

zurückzuführen, daß die Prothese erst am Tag vorher eingegliedert worden war und als Folge der mangelnden Kongruenz verformt wurde. Beim Öffnen des Mundes wurde die Prothese entsprechend einer Kraft von 0,5 kp aufgedehnt; und bei Artikulationsbewegungen traten Schwankungen um die bei 0,5 kp liegende Abszisse auf, deren Amplitude bei 0,2 kp bis 0,3 kp lag. Es fällt auf, daß die Prothese beim Eingliedern und Entfernen den größten Belastungen ausgesetzt war.

Patientin K:

Hier schwankten die Deformationswerte der bereits inkorporierten Prothese um die Nulllinie. Beim Schlucken ist eine kräftige Dehnung und bei Artikulationsbewegungen eine Stauchung zu erkennen. Die Abbildung zeigt, daß das Entfernen der Prothese, selbst bei einer an den Umgang mit der Prothese gewöhnten Patientin, zu größeren Deformationen führt als die Artikulationsbewegungen.

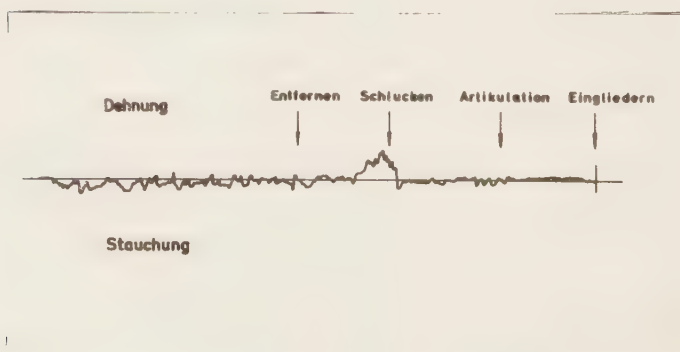


Abb. 3. Deformation einer partiellen Unterkieferprothese im Bereich der Eckzähne während der Funktion (Patientin K).

Bereich aufwiesen und damit an diesen Stellen besonders stark deformiert wurden. Dort wurden die Dehnungsmeßstreifen auf die linguale Fläche der Prothese aufgeklebt.

Bevor die Prothesen dem Patienten eingesetzt wurden, dehnte bzw. stauchte ich die Prothese mit der Kraft von einem Kilopond. Auf diese Weise war es möglich,

1. eine Vorstellung zu bekommen, in welcher Größenordnung die Kaukraft die Prothese in der Funktion verformt,
2. die Deformationsart der Prothesen festzulegen.

c) Ergebnisse der Versuche

Die Versuche bei den einzelnen Probanden ergaben folgende Resultate:

Patientin A:

Die prothetische Versorgung war bei dieser Patientin mit einer totalen Prothese im Oberkiefer und einer partiellen, schleimhautgetragenen Unterkieferprothese gelöst. Im Bereich der noch vorhandenen Eckzähne und der ersten Prämolaren war beiderseits ein Dehnungsmeßstreifen angebracht. Bei sämtlichen funktionellen Bewegungen zeigte sich eine Deformation sowohl im Sinn einer Dehnung als auch einer Stauchung.

Patient C:

Mit dem Einsetzer wurde die Prothese in der Größenordnung von 0,5 kp gedehnt. Die Dehnung ist darauf

Da im Unterkiefer weder die klinische Erfahrung noch das Studium der Literatur klare Verhältnisse bringt, wurden als Vorversuch vier Patienten mit bereits inkorpierten, unteren, partiellen, schleimhautgetragenen Prothesen untersucht, um die Art der Deformation der Unterkieferbasis zu demonstrieren.

a) Methode und Apparatur

Als Meßelement wurde von mir der Dehnungsmeßstreifen in Verbindung mit einer Meßbrücke und einem Lichtpunktlinienschreiber benutzt, wie sie von STEIGER, H. (67) beschrieben sind. Ein Dehnungsmeßstreifen besteht aus zwei dünnen Papier- oder Kunststoffstreifen, zwischen denen ein sehr feiner Widerstandsdraht schleifen- oder ringförmig liegt. Dieser Meßstreifen wurde mit dem Klebstoff PR 9244 der Firma Philips auf der Prothese fixiert und isoliert. Somit wird jede Längenänderung der Kunststoffoberfläche auf den Widerstandsdraht übertragen und damit in eine Widerstandsänderung umgesetzt. Diese wird mit Hilfe einer Meßbrücke von dem Lichtpunktlinienschreiber aufgezeichnet.

b) Durchführung der Versuche

Mit dieser, oben genannten Apparatur wurde die Deformationsrichtung bei vier unteren, partiellen, schleimhautgetragenen Prothesen registriert, die durch Klammerzähne eine Kontinuitätsunterbrechung der massiven Prothesenkörper im Eckzahn-Prämolaren-

I. EXPERIMENTELLER TEIL

1. Belastungsanalyse unterer partieller schleimhautgetragener Kieferknochenprothese mit Hilfe der Dehnungsmessstreifen (DMS)

Um Prothesen sinnvoll zu verstärken, müssen wir uns über ihre Belastung im Funktionsgeschehen orientieren. Für den Oberkiefer darf die klinische Erfahrung zu Grunde gelegt werden, daß die obere Prothese auf dem torus palatinus reitet und im Bereich des Alveolarfortsatzes durch den Knudruck cranialwärts bewegt wird (VOSS 75). Der Beweis für diesen Deformationsmodus wurde von VAN THIEL (72) für partielle und totale Prothesen mit Hilfe der Dehnungsmessstreifen und der von STEIGER, H. (67) beschriebenen Apparatur erforscht. Gleichwohl eine Versuchsanordnung mit Dehnungsmessstreifen benützte SWOOP (71), um die Deformation totaler Ober- und Unterkieferprothesen im Zusammenhang mit dem Höckerbild der Seitenzähne zu registrieren. Dabei ergab sich bei der Verwendung von 30 Grad Molaren eine wesentlich stärkere Deformation als mit höckerlosen Abrasionszähnen. Über die Art der Deformationsrichtung wurden keine Angaben gemacht. VAN THIEL (72) dagegen registrierte bei unteren partiellen schleimhautgetragenen Prothesen Dehnung und Stauchung während der Funktion. Er fordert deshalb eine genaue Überprüfung "inwieweit die Aufstellungsmethode, d. h. im Normalbild oder Kreuzbild einen Einfluss auf die Art der Durchbiegung hat".

Die sich daraus ergebende kleinere Hysteresefläche des Kautschuks bei 35 Grad in der Mundhöhle macht ihn dort, im Gegensatz zum Methacrylat, haltbarer. Durch schnelleres Absinken der Stabilität der Methacrylate kommt es wegen der größeren Restverformung primär zu einer "iatrogenen Druckatrophie" (ROTTER und LAPP 55, JANKE 31). Hohlliegen im Bereich der Kieferkämme führt darauf sekundär zum Bruch der Prothese.

Die Aufgabe der folgenden Versuche war es, Verstärkungsmaterialien zu finden, die die Entropieverluste der dentalen Kunststoffe auf ein Minimum reduzieren und damit "iatrogene Schäden" verhindern. Die Herabsetzung der Bruchanfälligkeit des Basismaterials ist dabei nur ein sekundäres Problem, das nicht allein betrachtet werden sollte.

teils als Wärme gespeichert. Sie wird in die Umgebung abgeleitet und ist für das System Kunststoff verloren. Der mit der Deformation gekoppelte Entropieverlust kann bei der Entlastung nicht mehr vollkommen ausreichen werden. Die Entropieverminderung, gekennzeichnet durch die Hystereseffläche bringt dem System mit periodischer Verformung einen Verlust an elastischer Energie, was mit einer verkleinerten Rückstellkraft des Basismaterials gleichzusetzen ist. Die dynamischen Werte des Kunststoffs nähern sich damit umso schneller den von SALCHTILING-ZEBROTSKI (56) genannten 20 % der Kurzzeitwerte je größer die Hystereseffläche ist.

Die Ausdehnung dieser Abweichung ist daher ein Kriterium für den Festigkeitsaufbau dynamisch belasteter Kunststoffkörper. Die Entropieverluste beim Kautschuk, gekennzeichnet durch eine kleine Hystereseffläche (HOLZMÜLLER 27), sind wesentlich geringer als beim Methacrylat. Diese Tatsache erklärt die von STRACK (69), VAN THIEL (72), UHLIG (73), VOSS (75) u. a. festgestellten besseren mechanischen Eigenschaften des Kautschuks. HOLZMÜLLER (27) weist darauf hin, daß der entropieelastische Modul E_1 des Kautschuks mit steigender Temperatur zunimmt, während er bei den meisten Kunststoffen wegen der reversiblen Fließvorgänge eine deutliche Abnahme zeigt.

1. In eine direkt mit dem Auftreten der Spannung zusammenhängende Verformung, die auf einer Vergrößerung der atomaren Abstände und auf einer Verzerrung der Valenzkräfte beruht, und
2. In eine allmählich immer langsamer werdende Gestaltsänderung, die man als Fließen bezeichnet.

Nach der Entlastung unterscheidet man ein Fließen mit gleichbleibender Veränderung, nämlich das irreversible oder visköse Fließen, und ein konstantes mit allmählicher Rückkehr in die ursprüngliche Form, das reversible oder plastische Fließen.



drückt aus, daß die Elastizität der Kunststoffe stets aus reinelastischer und plastisch-elastischer Verformung zusammengesetzt ist.

Wegen der plastisch-elastischen Verformung deckt sich die Belastungskurve einer der Funktion ausgesetzten Prothese nicht mit der Entlastungskurve. Dieses Phänomen nennt man Hysterese, die zwischen den beiden Kurven eingeschlossene Fläche Hystereseffläche.

Pro Volumeneinheit Kunststoff wird mit jeder Deformation die Arbeit $\int \sigma d\epsilon$ geleistet, wenn er durch die Spannung σ , um die allgemeine Deformationsgröße ϵ verformt wird. Diese Verformungsarbeit wird in dem Kunststoff teilweise als potenzielle Energie.

pelt. Durch die Rückkehr in die ursprüngliche Lage nimmt die Entropie wieder zu und die elastische Energie wird mehr oder minder frei.

Nebenvalenzkräfte.

Der Unterschied zwischen den Hauptvalenzkräften und den Nebenvalenzkräften besteht in dem verschiedenen Energiegehalt der Verbindungen und dem unterschiedlichen Abstand zwischen den einzelnen Atomen. Bei den primären Bindungskräften, den Hauptvalenzkräften, beträgt der Abstand der Atome zwischen $0,75 - 3 \text{ \AA}$, und der Energiegehalt schwankt zwischen $10 - 200 \text{ kcal/Mol}$; bei den sekundären Bindungskräften liegen diese Werte zwischen $3 - 10 \text{ \AA}$, der Energiegehalt liegt entsprechend tiefer, bei $0,5 - 10 \text{ kcal/Mol}$.

Die Moleküle werden durch die primären und sekundären Bindungskräfte in einem ungeordneten Zustand, in einem Entropiemaximum gehalten. Durch die Deformation in den Zustand der Ordnung versetzt, gehorchen sie dem "Gesetz der maximalen Entropie", "indem sie sich gegenseitig derart behämmern, daß der ursprüngliche ungeordnete Zustand sich selbst wiederherzustellen sucht". (ROUSINK 28).

Plastizität und Fließen.

Legt man an einen Kunststoffprüfkörper plötzlich eine Zugspannung an, so kann man die zu beobachtende Verformungskurve in zwei Verlaufstrecken einteilen:

(Edelmetalle) gegenüber den Kunststoffen (300 kp/mm^2) den höheren Elastizitätsmodul. Stoffe mit einem großen Elastizitätsmodul werden als hochelastisch bezeichnet. Im Gegensatz dazu steht der Begriff elastisch, meist an Stelle der Wörter biegsam oder dehnbar fälschlich gebraucht.

Der Elastizitätsmodul ist bedingt durch die Bindungsarten der Atome und Moleküle und deren Energiegehalt, die in primäre und sekundäre Bindungskräfte unterteilt werden. Zu den primären Bindungskräften (Hauptvalenzkräften) zählen:

1. Die konvalente oder homöopolare Bindung
2. Die Ionenbindung
3. Die metallische Bindung

Zu den sekundären Bindungskräften (Nebervalenzkräfte) zählen die durch den niederen Energiegehalt gekennzeichneten VAN-DER-WAAL'schen-Kräfte. Genauere Informationen dazu können der Literatur (HOLZMÜLLER 27) entnommen werden.

Hauptvalenzkräfte.

Die konvalente Bindung ist die elektrostatische Anziehungskraft zwischen den einzelnen Atomen. Bei den Kunststoffen sind es die Kohlenstoffatome, die mit vier Valenzen den charakteristischen Tetraederwinkel von 109° bilden. Das Auseinanderzerren oder das Verzerren der Valenzwinkel erfordert Energie und ist mit einer Abnahme der Entropie für das System Kunststoff gekop-

Das Verhalten der Prothesenkunststoffe bei mechanischer Beanspruchung

Bei Kunststoffen gilt die klassische Elastizitätstheorie nur bei kleinen, kurz einwirkenden Spannungen. Alle anderen, länger einwirkenden Spannungen führen zu plastischen Verformungen. Zu ihrem besseren Verständnis muß man die Begriffe Elastizität und Plastizität präzisieren. Mit dem verallgemeinerten HOOKE'schen Gesetz ist der Begriff Elastizität zuerst einfach zu definieren.

$$E = \frac{\sigma}{\epsilon} \qquad \frac{(\text{Spannung})}{(\text{Dehnung})}$$

σ bezeichnet die Elastizitätsmodul; σ ist die allgemeine Spannungsgröße und ε die allgemeine Deformationsgröße. Solange ein Stoff bei Belastung dem HOOKE'schen Gesetz gehorcht, nennt man dies eine elastische Verformung. Ein rein elastisches Verhalten im Bereich des HOOKE'schen Gesetzes weisen Metalle auf. Verformen sie sich, ohne ihre ursprüngliche Form wieder anzunehmen, so gehorchen sie nicht dem HOOKE'schen Gesetz und wurden überelastisch beansprucht. Man spricht dann von Plastizität.

Die in der Zahnheilkunde verwendeten Edelmetalllegierungen setzen der Verformung wesentlich mehr Widerstand entgegen als die Kunststoffe und haben mit 8000 kg/mm²

3. Als drittes Prinzip wurde die Stabilisierung in alle Richtungen mit dem amerikanischen Kunststoff "MYSLIK" gezeigt. Da aber die Spannungsverhältnisse in unseren Oberkieferprothesen bekannt sind (KISTZER 55, SCHOLTZ 56), benutzen wir dieses Material und dessen Prinzip nicht.

4. Das vierte Prinzip ist das der gerichteten Einzelfasern. Sind die Spannungsverhältnisse bekannt, so sind sie das wirksamste und rationellste Prinzip.

Da nur der Stahldraht als zahnärztliches Material für diese Zwecke untersucht worden ist (SCHWICKERATH 63), müssen wir die Information über Rovings der technologischen Literatur entnehmen. Glasfasern weisen fast keine bleibenden Formänderungen bis unmittelbar vor dem Eintreten des Trennbruchs auf, und ihre Festigkeit kann viel stärker ausgenützt werden als das bei metallischen Werkstoffen der Fall ist, die nur bis zur Streckgrenze belastet werden dürfen" (WENDE/MOEBES/MARTEN 78).

Dagegen treten beim Kunststoff schon mit dem Beginn der Deformation irreversible Formänderungen auf. Diese Eigenschaft eines Materials wird als Plastisches Verhalten bezeichnet.

Diesem plastisch elastischen Verhalten der Kunststoffe wollen wir im nächsten Kapitel besondere Beachtung schenken.

stoffe Verbundstoffe höherer Ordnung.

Zur Verstärkung unserer Methacrylate kann ein Finish auf der Basis der Chrom (III)-Chloridkomplexe angewendet werden. Handelsübliche Bezeichnungen für derartige Haftmittel sind:

VOLAN	A
OCF	114
OCF	139

Die bisher verwendeten Verstärkungsmaterialien dentaler Kunststoffe stehen uns als Stahl, Perlon oder Glasfasern in verschiedenen Modifikationen zur Verfügung. Diese Modifikationen lassen vier verschiedene Prinzipien der Verstärkung erkennen, die, entsprechend der Beanspruchung des Prothesentyps, in der Funktion vom Zahnarzt angeordnet und angewendet werden müssen.

1. Das erste Prinzip ist der massive Stahlbügel, der als tragendes Element des Kunststoffs als Verstärkungsmaterial von VAN PHILIP (72), STRACK (69) und KRAFT (40) befürwortet wird.
2. Das zweite Prinzip sind Netze aus Stahl oder Glasfasern. In stabförmigen Prüfkörpern verbessern sie die mechanischen Eigenschaften des Kunststoffs (UHLIG 74, SCHWICKLERATH 61, HEILBERGER 23, 24). Ihr einfaches Prinzip widerspricht den komplizierten Spannungsverhältnissen in den oberen Prothesen (KRAFT 40).

einzelnen Glasfasern bestehen. Die mechanischen Eigenschaften der einzelnen Modifikationen erklären WENDE/MOLBES/MARTEN (78) folgendermaßen: "Die Festigkeit in jeder Richtung des Laminats entspricht etwa der Glasfaserverteilung in dieser Richtung".

Um die Stärke der Glasfasern anzugeben, verwendet die Industrie die Werte Nm oder tex.

Nm bedeutet metrische Nummer. Dabei wird die Fadlänge (m) in Bezug zur Masse gesetzt ($\frac{m}{\text{Masse}}$). Je höher die metrische Nummer ist, umso dünner ist der Faden. Tex bedeutet $\frac{g}{1000 \text{ m}}$.

Folgende Werte entsprechen sich ungefähr:

	<u>metr. Nummer</u>	<u>Tex</u>
5 μm	Nm. 90	11
9 μm	Nm. 45	22
13 μm	Nm. 7,5	130

Je dünner die Glasseidenfäden ausgezogen sind, umso höher liegt ihr E-Modul und ihre Zugfestigkeit. Trotz der innigen mechanischen Verbindung der Glasfasern mit dem Kunststoff werden sie noch zusätzlich mit einem Haftmittel, genannt Finish, behandelt, das eine chemische Verbindung zwischen Kunststoff und Glasoberfläche zum Ziel hat. Aus diesem Grund nennen WENDE/MOLBES/MARTEN (78) glasfaserverstärkte Kunst-

12.000 kp/cm². Der erstaunlich hohe E-Modul der Glasfasern und eine höhere Zugfestigkeit als beim Stahl ist mit einem eingefrorenen Strukturzustand zu erklären, "der einer wesentlich höheren Temperatur entspricht". (WENDE/MOEBES/MARTEN 78). HELMBÜRGER (22) hat 1952 Glasfasern in Form von Netzen als Verstärkungsmaterial in die Zahnheilkunde eingeführt (Patentschrift Nr. 87 29 79).

Ein anderes Prinzip der Kunststoffverstärkung mit Glasfasern zeigt die Firma Amco 335, Nr. 19th, St. Philadelphia 30, PA., mit dem Dentalkunststoff "MYSTIK". Glasfaser Schnipsel von einem halben Zentimeter Länge sind unter das Polymer-Pulver des Kunststoffs gemengt. Nach SCHICKLRATH (63) weist ein derartiges Material durch die räumliche Orientierung der Glasfasern eine größere Zugfestigkeit nach allen Richtungen hin auf.

Da die Glasfasern für die Zahnheilkunde ein neues Material sind, sollen die für sie einschlägigen Begriffe im folgenden kurz erklärt werden.

In der Industrie verwendet man Glasfasern neben der Modifikation als Netz, auch als Matten, Vliese und Rovings. Werden vier bis fünf Zentimeter lange Glasfaser-Schnipsel kreuz und quer in einer Ebene durch die Schlichte zusammengehalten, spricht man von Matten. Als Glasfaservlies bezeichnet man eine Modifikation mit einer wattebauschähnlichen Struktur. Rovings sind Glasseidenstränge, die aus 60 bis 100

erzielt. Auch SCHWICKERATH (63) konnte mit Netzen am balkenförmigen Prüfkörper eine Steigerung des E-Moduls von 350 kp/mm^2 bis zu 950 kp/mm^2 erreichen.

3. Perlonnetze.

Die Anwendung von Perlonnetzen und Perlonfäden zur Armierung unserer dentaler Kunststoffe propagierte BRANDAU (9, 10). Er wollte "durch optimale Armierung und Gestaltung einer Prothese eine Reparatur von Anfang an unmöglich machen", d. h., den Bruch der Prothese verhindern. Jedoch, das Perlonnetz ist in der Methacrylatbasis kontraindiziert, da "von Perloneinlagen in keinem Fall eine Verbesserung der mechanischen Eigenschaften unserer Methacrylatprothesen, sondern nur eine ausgesprochene Schwächung der Gebißplatten zu erwarten ist" (SCHRÖDER, A. 60). SCHWICKERATH (63) beweist, daß Perlon als Einlagematerial einen E-Modul von 130 kp/mm^2 nur die Hälfte der Spannungen des Methacrylats aufnehmen kann, was seinen Forderungen an ein Verstärkungsmaterial widerspricht.

4. Glasfasern.

Während also Perlon nicht geeignet ist, müßten aber durchaus Glasfasern verwendet werden können (SCHWICKERATH 64, HEIMBÜRGLE 21, 23, 24, 25, KLOTZLER 34). Das ist verständlich, denn die Zugfestigkeit der Glasfasern kann bis zu 30.000 kp/cm^2 betragen und der E-Modul unter bestimmten Gegebenheiten bis zu

- e) Bei komplizierten Körpern (Prothesen) muß Lage und Richtung der Verstärkungsmaterialien durch exakte theoretische Überlegungen festgelegt werden.

UHLIG (74) beobachtete bei den Kunststoffen eine "Diskrepanz zwischen Werkstoffqualität und nicht übersehbarer "vitaler Beanspruchung". Kautschuk und Metalle sind, infolge der besseren Dauerbiegefestigkeit, den Kunststoffen überlegen. Die "Achillesferse" der Kunststoffe sucht er durch Verstärkungen zu schützen, "um damit ihre Anwendungsbreite im zahnärztlichen Arbeitsgebiet zu vergrößern". Dazu wurden bisher die im folgenden aufgeführten Verstärkungsmaterialien angegeben und verwendet:

1. Stahlbügel.

Eine einfache und sehr wirkungsvolle Methode ist die Verstärkung des Kunststoffs mit einem Stahlbügel als tragendem Element. SCHAU (57) u. a. haben diesen einfachen Bügel zu einem Profilbügel modifiziert, der durch oben und unten ein elassene Nuten dem Basismaterial mehr Retention bietet.

2. Stahlnetze.

Für die Verstärkung der Oberkieferbasis waren früher Stahlnetze verschiedenster Art im Gebrauch, z. B. Telanetze (UHLIG 74, ASCHL 3). An geraden Prüfkörpern hat UHLIG (74) mit Telanetzen große Festigkeits- und Dauerbiegefestigkeitssteigerungen

6. Die Verwendung verschiedener Verstärkungsmaterialien in der Zahnheilkunde

Die größere Bruchanfälligkeit der Methacrylat-Prothesen gegenüber den bewährten Kautschukprothesen veranlaßte die Autoren STRACK (69), VAN THIEL (72), UHLIG (74), VOSS (75) u. a. zu der Forderung, die Methacrylate durch stabilisierende Einlagen zu verstärken. STRACK (69) wollte die Kunststoffe sogar nur so angewendet wissen, "daß sich keine Biegemomente auf den Kunststoff übertragen". Diese abstrakte Formulierung gliederte SCHWICKERATH (63) in fünf unumgängliche Postulate für Verstärkungseinlagen auf, ohne deren Berücksichtigung eine Prothesenbasis nie dem Optimum einer "absolut starren" (VOSS 75) Prothesenbasis nahe kommt:

- a) Der E-Modul muß höher als der des zu verstärkenden Kunststoffs sein.
- b) "Die Menge bzw. der Querschnitt der gesamten Einlagen muß eine im Verhältnis zum Gesamtquerschnitt genügende Größe aufweisen".
- c) Das Haften des Kunststoffs, entscheidend für die Übertragung der Zugkraft auf das Verstärkungsmaterial, muß durch optimale Verarbeitung gewährleistet sein, um eine Steigerung der mechanischen Eigenschaften zu erreichen.
- d) Die Verstärkungseinlagen müssen in den Zugzonen liegen.

Belastung im Bereich des Alveolarfortsatzes reduziert. Damit kann die durch die Verformung und Restverformung der Prothese verursachte Atrophie des Alveolarhammes auf ein Minimum herabgesetzt werden, da dieser neben der Kaufunktion noch eine Schutzfunktion für das Prothesenlager zu übernehmen hat, indem er die ständigen mechanischen Reize von Zunge, Wange und Kau-muskulatur abmildert. Unter schlechten mechanischen Eigenschaften des Basismaterials leidet die Schutzfunktion, da die Kaukraft über die Prothesenbasis auf den Alveolarfortsatz übertragen wird.

der Spitzenspannungen zeigen die Maxima an Kerbenarumt beiderseits. Für das Modell mit den Aussparungen der Sechsjahrmolaren ergibt sich nicht in der Nähe der Kerben die höchste Spannung sondern analog der totalen Prothese. Der Verlauf der Spannungsrichtung entspricht weitgehend dem für die Totalprothese gefundenen". (Soweit SCHOLTZ 58).

Da aber die Druckfestigkeit der PMMA mit 1200 kp/cm^2 den doppelten Wert der Zugfestigkeit (600 kp/cm^2) aufweist, wendet sich unser Interesse besonders dem Verhältnis von Membran- zu Biegespannungen in den Oberkieferprothesen zu. Nach SCHOLTZ (58) hat die Membranspannung in oberen Prothesen ein positives Vorzeichen, d. h. es handelt sich um eine Zugspannung. Es überlagern sich im anterioren Bereich zu den Biegespannungen noch zusätzliche Zugspannungen vertikal über die ganze Prothesenstärke. Das Zusammentreffen von großer Zugspannung im anterioren Bereich der Prothesenbasis einerseits und geringere Zug- als Druckfestigkeit der PMMA andererseits ist vom werkstoffkundlichen Standpunkt her ungünstig. Als Ziel ist ein Verstärkungsmaterial anzustreben, das die hohen Zugspannungen im anterioren Bereich der Prothese aufnimmt und damit für das System Prothese Entropieverluste vermeidet. Durch die Annahme wird bei gleichzeitiger Steigerung des Elastizitätsmoduls die Steifigkeit der Prothesenbasis erhöht. Im selben Maße wird die Flexibilität der Prothese und der damit verbundene Druckanstieg bei der

"Die Schubspannungsübersicht weist auf der Höhe der zweiten Prämolaren, frontal über die Gaumenplatte verlaufend, die Nullisochromate aus". "Nach anterior steigt die Isochromatenordnung in einem regelmäßigen Bild an und erreicht dorsal der mittleren Schneidezähne ein eindeutiges Maximum. In diesem Feld herrschen die weitaus größten Schubspannungen in der Gaumenplatte, die Differenz der Hauptnormalspannungen hat ihren größten Wert. Posterior dieses Isochromatischen Bildes wurden nur geringe Spannungen beobachtet".

Außerdem wurde der Beweis erbracht, das sich der Biegespannung ein Membranspannungszustand im Sinne einer Zugspannung überlagert. Damit überwiegt im anterioren Bereich die Zugspannung.

Von den oberen partiellen Prothesen wurden drei Typen untersucht, bei denen als Restzähne jeweils die beiden mittleren Schneidezähne, die beiden Eckzähne und die beiden Sechsjahr-Molaren standen.

An der Korb hinter den mittleren Schneidezähnen "ergibt die Schubspannungsübersicht eine Spannungshäufung gegenüber den entsprechenden Stellen des Totalersatzes. Die höchsten Randspannungen gehen aus vom Kerbengrund und ziehen im Betrag abfallend in sagittaler Richtung nach hinten.

Um die Eckzahneinkerbungen verlaufen die Spannungen in bogig geschwungenen Linien. Schubspannung und Ermittlungen

Die Versuchsanordnung und Versuchsdurchführung ist bei KIÖTZER (34) genau nachzulesen. Aus seinen Ausführungen wird die Abbildung 4 entnommen, welche einen Medianschnitt durch eine Oberkieferprothese zeigt.

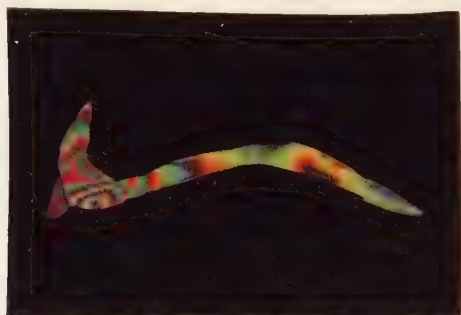


Abb. 2. Medianer Längsschnitt durch eine Prothese. Belastet wurde die ganze unzerschnittene Prothese. Die Isochromatenanhäufung zeigt sich besonders im frontalen Abschnitt. Nach KIÖTZER, W. (34).

Man sieht auf den ersten Blick die Isochromatenanhäufung hinter den mittleren Schneidezähnen als Ausdruck der Spannungskonzentration an dieser Stelle. Dieses Ergebnis stimmt überein mit den Versuchen mittels Dehnungsmeßstreifen. Diese Versuche von KIÖTZER (34) wurden weitergeführt von SCHOLTZ (58), der andere, kompliziertere Auswertungsverfahren anwendete.

SCHOLTZ (58) stellt für die totalen Prothesen folgendes fest:

Für allgemeine Grundlagen zur Spannungsoptik muß auf die Fachliteratur, insbesondere FOPPL-LEICH (16) verwiesen werden. In ein Polarisationsgitter wird ein durchsichtiges Modell des zu untersuchenden Werkstücks eingebracht. Das verwendete Material ist in Europa meist Araldit - B (Ciba AG Basel). Das polarisierte Licht erfährt beim Durchtritt durch den Phantomkörper eine Doppelbrechung an den Stellen, wo ein Spannungszustand vorliegt. Durch Interferenz der beiden gebrochenen, gegeneinander phasenverschobenen Komponenten entstehen nach Passieren des Analysatorfilters bunte Linien, Isochromaten genannt.

Diese lassen eine direkte Aussage über den Spannungszustand in der durchstrahlten Schicht zu. Zusammenhänge ergeben sich wie folgt: Ein ebener Spannungszustand ist durch vier Größen definiert, die beiden senkrecht aufeinander stehenden Normalspannungen σ_1 und σ_2 und ihre Richtungsabweichung in Winkelgraden in einer Beziehung. Die Isochromaten sind Linien gleicher Phasenverschiebung, die wiederum abhängig ist von der Differenz der beiden Normalspannungen σ_1 und σ_2 . Je größer diese Differenz ist, umso höher ist die Anzahl der sichtbaren Isochromaten. Sie sind also Höhenlinien gleicher Normalspannungsdifferenz. Der Wert von σ_1 und σ_2 nimmt von Isochromate zu Isochromate um stets denselben Betrag zu oder ab. Man kann also den Grad der Materialbeanspruchung unmittelbar durch Abzählen der Isochromatenordnung erkennen.

Kompression der Unterkieferbasis fest. Mit der Torsionsdeformation bei hohen Kieferkanten und der sehr geringen Extensionsdeformation bei flachen Kieferkanten können sie für den Unterkieferersatz keine einheitliche Deformationsrichtung festlegen.

VAN THILL (72) konnte mittels Dehnungsmessstreifen bei einer Unterkieferprothese eine erhebliche Stauchung bei willkürlicher Belastung und eine leichte Durchbiegung bei normalen Kaubewegungen ermitteln.

Bereits 1956 hat er darauf hingewiesen, daß Oberkiefertotalprothesen in der Funktion nur zur Durchbiegung kommen. Diese Feststellung wurde durch die elektronischen Kaukraftversuche EICHNER (14, 15) bestätigt. Oberkiefertotalersatz verformt sich unter der Kaukrafteinwirkung nur nach einer Richtung von der Nullage aus. Man kann somit annähernd von einer Dauerursprungsbelastung sprechen. Aufbauend auf diesen Vorstellungen, konnte KLOTZER (35, 36) Modellversuche zur Klärung der Spannungsverteilung an oberen Totalprothesen durchführen; die nicht festzulegende Deformationsrichtung von Unterkieferprothesen hielt ihn davon ab, diese spannungsoptisch zu erfassen, während die Oberkieferprothese mit ihrem relativ leicht zu erfassenden Deformationsmechanismus die Spannungsanalyse mit Hilfe des Einfrierverfahrens sinnvoll erscheinen läßt. Es wird in der Technik bei komplizierten statischen Problemstellungen mit gutem Erfolg verwendet.

- a) Wie werden Prothesen während der Funktion deformiert?
- b) Wo treten während der Funktion in der Prothese die größten Zugspannungen auf?

Zum ersten Punkt nimmt LRIIG (74) folgendermaßen Stellung: "Reitet eine totale Prothese, wie dies bei unzulänglicher Hohllegung häufig geschieht, auf dem torus palatinus, so werden ihre Molarensättel unter Belastung infolge der ungleichmäßigen Schleimhautpolsterung oft über die Kieferkante gebogen". Zur Deformation des Unterkieferersatzes ist derselbe Autor der Ansicht, daß Stellung und Kronenflucht der unteren Molaren und die häufige Lingualneigung zu einer Biegung nach lingual führen.

SWOOPS (71) und KYDD (71) versuchten mit Hilfe von Dehnungsmeßstreifen die Deformation der Prothesenbasis in Abhängigkeit von der Höckergestaltung der Molaren zu klären. Sie kommen zu dem Ergebnis, daß eine totale Unterkieferbasis nach der Aufstellung von 30 Grad Molaren wesentlich größeren Deformationen unterworfen ist als bei der Verwendung von Abrasionszähnen. Ihre Versuchsergebnisse beweisen eine Deformation sowohl im Sinn einer Dehnung als auch einer Stauchung.

REGLI (52) und GASKILL (52) kamen mit ihren Untersuchungen über die Deformation der Prothesenbasis im Unterkiefer zu exakteren Ergebnissen. Bei hohen Kieferkanten stellten sie in der Funktion eine Torsionsdeformation, bei flachen Kieferkanten eine Stauchung bzw.

5. Das unterschiedliche Verhalten der verschiedenen Pro-
thesentypen in Funktion, sehen

Die mechanische Deformierung der Prothese hängt ab von der Art des Prothesenlagers. Dieses individuelle, bei jedem Patienten anders gestaltete Lager ergibt einen unendlich großen Variantenreichtum der Prothesenformen, welche wiederum während ihrer Funktion völlig unterschiedlichen Belastungen ausgesetzt sind. Es ergeben sich daher bestimmte Gruppen mit gemeinsamen oder ähnlichen Deformationsmechanismen, die sich alleine schon aus der anatomischen Verschiedenheit des Oberkiefers und des Unterkiefers ergeben.

Im Gegensatz zum Oberkiefer, der von BENNINGHOFF (?) "als Plattenbau mit verstärkten Pfeilern". mit einer Schleimhaut, straff gespannt wie ein Segel, aufgeführt wird, besteht der Unterkiefer aus einem starken Basalbogen. Er ist nach PAUWELS (50) nach dem Masseprinzip aufgebaut, mit geringer Extensionsmöglichkeit für die daraufgelagerte Prothese. Nach BENNINGHOFF (?) werden durch die Kaukraft Oberkiefer wie Unterkiefer verformt. Die Belastung und Verformung geben diesem Komplex eine von der Funktion geprägte Knochenstruktur. Leider werden die von uns angefertigten Prothesen nicht durch die Funktion geformt, sondern sie müssen vom Zahnarzt der Funktion angepaßt werden. Um diese Aufgabe zu lösen, müssen zwei Krankkomplexe konsequent bearbeitet werden:

In diesem Kapitel werden die Ursachen beleuchtet, die vom Werkstoff her für den Bruch verantwortlich gemacht werden müssen. Das folgende Kapitel soll die auf die Prothese einwirkenden Kräfte während der Funktion aufzeigen.

Die Dauerbiegefestigkeit der Kunststoffe wird aber neben den mechanischen Beanspruchungen noch durch die Wasseraufnahme, chemische Noxen und Temperaturänderungen beeinflusst.

Nach DIN 53472 beträgt die Wasseraufnahme der zu diesem Zweck genormten Polymethacrylatprüfkörper 45 mg, während die Polyamidprüfkörper zwischen 100 und 1000 mg aufnehmen (SAECHTLING-ZEBROWSKI 56). Die Wasseraufnahme setzt den Widerstand bei rhythmischen Dauerbelastungen der Kunststoffe Palavit, Sweedon, Dentafile und Jrepal erheblich herab. Bei Paladon sinkt der Widerstand sogar um 50 % (MÜNZER 48).

Auch die im Vergleich zur Zimmertemperatur (20 Grad) höhere Temperatur der Mundhöhle bedingt ein Absinken der mechanischen Werte der PMMA beim Einsetzen der Prothese. Nach SAECHTLING-ZEBROWSKI (56) sinkt die Zugfestigkeit von 750 kp/cm^2 bei Zimmertemperatur auf 650 kp/cm^2 bei 35 Grad in der Mundhöhle ab. SPANNER (66) und MAYER, M. (45) stellten diesen etwas unter der Körpertemperatur liegenden Wert bei ihren Versuchen zur Wärmestauung unter Prothesen fest. Alle vorher genannten Tatsachen können zum Bruch einer Prothese mit beitragen. Es ist für den Patienten ein unangenehmer Zwischenfall, für den Zahnarzt ein Hinweis auf die unzureichende Stabilität der Prothesenbasis oder auf eine Inkongruenz zwischen der Prothese und ihrem Lager.

Ein gleichmäßiger Lastanstieg während der gesamten Prüfdauer fordert SCHWICKERATH (55). Er berücksichtigt dabei freilich nicht den Kauakt als komplizierten physiologischen Vorgang. Es ist angebracht, die allgemeine Formulierung von HOLZMÜLLER (27) für werkstoffkundliche Versuche zugrunde zu legen. Er will die Geschwindigkeit der Zu- und Abnahme der Verformung exakt registriert wissen, da die Kunststoffe nicht nur dem HOOKE'schen Gesetz gehorchen, sondern daneben Fließvorgänge auftreten, die das Abweichen von linearen Verhalten bedingen. Aufbauend auf dieser Formulierung kann man das registrieren und auf den Prüfkörper übertragen, was KEINER (32) als Kraftimpulsdauer bezeichnet. Sie ist die Änderung der Verformungskraft in Abhängigkeit von der Zeit, wie sie von KEINER (32), MAYR, L. (44), BAYER (6) u. a. bei Kaukraftmessungen in Diagrammen dargestellt wurde. Wird durch die Verformungskraftänderung eine Deformation der Prüfkörper bewirkt, so können die physiologischen Vorgänge auf der Grundlage von Kaukraftmessungen im Versuch auf dentale Kunststoffe übertragen werden.

Sollen die Versuchsbedingungen noch mehr dem Funktionsgeschehen angepasst sein, so müssen die von RÖTZLER (35, 36) und SCHOLTZ (58) gefundenen Spannungsverhältnisse der einzelnen Prothesenteile berücksichtigt werden, um die Gründe für den Festigkeitsabfall und den Bruch feststellen zu können.

Vollkommen anders ist die Situation bei Polyamiden. Die setzen wegen ihrer hohen Flexibilität der auf sie einwirkenden Kraft keinen Widerstand entgegen. Das Polyamid Lerolon Super kann nur 75 kg/cm^2 aufnehmen, was den Anforderungen PAHLS als ein Prothese material nicht entspricht.

Die Versuche von VOSS (76) und PAHLE (51) beweisen, daß die dynamischen Werte der Methacrylate auf einen Bruchteil der Kurzzeitwerte absinken können. JAECHTLING-ZEBROWSKI (56) und WENDL/MOLLES/LARTEN (78) sprechen von einem Absinken auf ungefähr 20 Prozent. Eine Steigerung der Kurzzeitwerte führt nach ihnen zu einer Erhöhung zu einer größeren Dauerbiegefestigkeit. Sie ist folgendermaßen definiert: "Die Dauerbiegefestigkeit ist erreicht, wenn mit steigender Lastspielzahl kein weiterer Festigkeitsverlust auftritt und die Kurve parallel zur Zeitachse verläuft. Im anderen Fall kann man nur von Zeitfestigkeit sprechen". (JAECHTLING-ZEBROWSKI 56).

Die Abhängigkeit der Dauerbiegefestigkeit von den Kurzzeitwerten läßt den einfachen Biegeversuch als Kriterium für die Bruchanfälligkeit und Zeitstandfestigkeit dentaler Kunststoffe brauchbar erscheinen (SCHWIK-KERATH 63). Da aber die Belastungsverhältnisse einer Prothese im funktionellen Gebrauch kompliziert und von Fall zu Fall verschieden sind (ROOS 54), wird der Biegeversuch für unsere Zwecke kritisch beurteilt oder abgelehnt (KRAFT 40, GAYLEN und KRUMHOLZ 18, ADAMS 1). Trotz dieser Zweifel schreibt ihn die American dental Association (ADA) als Standardversuch vor.

In den Untersuchungen von MAHITZ (43) über den Bruch durch einmalige Krafteinwirkung kommt allerdings die Beanspruchung einer Prothese in der Funktion nicht zum Ausdruck. Dauerbiegeversuche an dentalen Kunststoffen dagegen können die physiologischen Forminne der ständigen Kauimpulse annähernd imitieren. UHLIG (74), KRAFT (39), VOSS (75), PEHLE (51), HATZFELD (20), SCHRAEM (59), STIEBELING (68), ADAMS (1), FRALZ (13), ARERA (2), HUPFAUF (29) und viele andere Autoren haben sich eingehend mit diesem Thema befaßt.

VOSS (75) zeigt, daß der Elastizitätsmodul von unverstärktem Paladon schon nach 1500 Belastungen von 300 kp/mm^2 auf 200 kp/mm^2 abgesunken ist. Damit ist der Beweis für die Entropieverluste bei Dauerbelastung auch für die dentalen Kunststoffe erbracht. An dieser Stelle sei noch einmal darauf hingewiesen, daß die Entropieverluste des Kautschuks bei Dauerbeanspruchung wesentlich niedriger als bei den Kunststoffen liegen (HOLZMÜLLER 27), was die erhöhte Bruchanfälligkeit der Methacrylatprothesen erklärt.

Die Biegefestigkeit der PMMA (Polymethylmethacrylate) beträgt nach SACHTILING-ZEBROWSKI 1000 kp/cm^2 bei einmaliger Belastung. Will man jedoch eine Lastspielzahl von 5×10^6 erreichen, so darf, wie PEHLE (51) zeigt, die Belastung von 150 kp/cm^2 nicht überschritten werden.

STRACK (69), der schon 1959 spannungsoptische versuche mit dentalen Kunststoffen in München durchführte, nennt "innere Spannungen" als Grund für die Brüche nach Dauerbiegebeanspruchung, die nicht "aus dem Verhältnis von Ausgangsfestigkeit und Krafteinwirkung" zu erklären sind.

MANITZ (43) erörtert den Bruch vom rein physikalischen Standpunkt aus folgendermaßen: "Als Maß für die Zerreißfestigkeit von Festkörpern wird in der Technik die Zerreißspannung, das ist die beim Zugversuch makroskopisch gemessene Kraft pro Flächeneinheit des Querschnitts angegeben. Diese Größe zeigt jedoch bei einem einzigen Material eine starke Streuung, die durch Inhomogenitäten und Kerbstellen an der Oberfläche verursacht wird. Sie kann demnach nicht als eigentliche Materialkonstante angesehen werden. In der letzten Zeit gewinnt daher der Begriff der spezifischen Bruchenergie immer größere Bedeutung. Es handelt sich hierbei um die Energie, die notwendig ist, um einen Quadratzentimeter Rißfläche, d. h. zwei Bruchufer von je einem Quadratzentimeter Fläche zu bilden". (Soweit MANITZ 43).

Für die Methacrylate liegt diese spezifische Bruchenergie zwischen 700 und 980 ($10^3 \frac{\text{erg}}{\text{cm}^2}$). Da die "Oberflächenenergie und die kinetische Energie beim Plexiglas gegenüber der plastischen Energie zu vernachlässigen sind", gibt MANITZ (43) die beim Bruch freiwerdende Energie nur als Wärmeenergie, gleichbedeutend mit plastischer Energie, an. Diese plastische Energie - gemessen als Wärmemenge - ist der Entropieverlust des Kunststoffs beim Bruch.

4. Frakturursachen

Die Atrophie als Folge einer ungleichmäßigen Druckverteilung auf das Prothesenlager ist ein klinischer Faktor, der durch das Hohlliegen im Alveolarfortsatzbereich zum Bruch der Prothese führen kann. Die werkstoffkundlichen Faktoren nennt uns SMITH (65). Er unterteilt die Brüche in zwei voneinander getrennt zu betrachtende Gruppen:

- a) Brüche außerhalb des Mundes durch plötzliche hohe Krafteinwirkung
- b) Brüche innerhalb des Mundes, gewöhnlich in der Funktion.

Zur ersten Gruppe stellt KLOTZ (34) fest, "daß ein nennenswerter Teil der Prothesenbrüche - das gilt vor allem für totale Unterkieferprothesen - durch die Unvorsichtigkeit der Patienten, beispielsweise durch Hinfallen bei der Prothesenreinigung u. d. m., verursacht werden".

Die Bruchursache der zweiten, wesentlich größeren Gruppe sucht SMITH (65) in einem "kleinen, sich immer wiederholenden Streß". KLOTZ (34) sieht sie, nicht nur abhängig "von der Kraftgröße und der Zahl der Krafteinwirkungen, sondern auch in der Kraftimpulsdauer und in den Erholungspausen, die zwischen den einzelnen Beanspruchungen liegen".

folgendem Schluss: "Um eine gleichmäßige Verteilung der im Mund auftretenden Kräfte zu gewährleisten, muß ein möglichst starres Prothesenmaterial gefordert werden." Die flexible Basis einer schleimhautgetragenen Prothese konzentriert den Druck im Bereich des Alveolarfortsatzes, während eine absolut steife Basis die Labkraft gleichmäßig auf das ganze Prothesenlager verteilt.

Da mit jedem Kauimpuls ein Entropieverlust verbunden ist, der über einen Abfall des Elastizitätsmoduls zu einer, dem Verlust entsprechenden, Restverformung führt, ist eine günstige Entropiebilanz der Prothesenbasis aus folgenden Gründen erstrebenswert.

Der Erhalt des Prothesenlagers wird durch die geringe Restverformung gesichert und der Bruch der Prothese verzögert.

Beim Kautschuk sind diese Entropieverluste wesentlich geringer als bei den Methacrylaten, was seine guten klinischen Eigenschaften hinsichtlich der Dauerbeanspruchung erklärt (UHLIG 73, VOSS 75, BRACK 69).

VOSS (75) konnte bei Kautschukprothesen gegenüber den Methacrylatprothesen eine wesentlich bessere Haltbarkeit und einen länger anhaltenden Saureffekt feststellen. Die geringeren Entropieverluste und die daraus resultierende, über einen längeren Zeitraum anhaltende Steifigkeit des Kautschuks (HOIZMANN 27) ist eine plausible Erklärung der von VOSS (75) und vielen anderen Autoren festgestellten guten klinischen Eigenschaften.

Die Forderung nach einer stabilen bzw. steifen Prothesenbasis zum Erhalt des Prothesenlagers wurde von VAN THIEL (72), VOSS (75), SCHICKLAATH (62), PHELPS (51), LEGLI (52) und MASKILL (52) erhoben. PHELPS (51) kommt nach vergleichenden Untersuchungen dentaler Kunststoffe und nach klinischer Erfahrungen mit Polyethylen zu

sen Ausmaß zum Tragen der Prothesen geeignet macht.

Diesen Zustand der Anpassung konnte er bei "histologischen Untersuchungen eines Leichenkiefers, der bei Lebzeiten eine Leilprothese trug" an den kongruenten Stellen zum Prothesensattel jedoch nicht überall finden.

Er führt die Abbauvorgänge am Knochen mit Kasermarkbildung und Knochenbau auf "intermittierende, funktionelle muskuläre Reize" zurück. "die durch den beweglichen Plattensattel auf den Kieferkamm übertragen wurden". Er will der Begriff "funktionelle" nicht angewendet wissen, sondern er führt den Knochenschwund auf die funktionelle oder "bewegungsart funktionelle Beanspruchung des Sattels durch die Prothese im Rahmen der kautätigkeit zurück. Deshalb soll nach seiner Absicht der Prothesensattel am Restgebiß abgestützt und "wenig beweglich sein".

Nach JANKE (31) hinterläßt das "Wechselspiel des Kauakts" meist keine ungünstigen Rückwirkungen auf die lebenden Gewebe. Die Situation ist anders zu bewerten, wenn der Prothesensattel nach dem Kauimpuls gehindert wird, wieder in die alte Ruhelage zurückzukehren. JANKE (31) fordert deshalb, "daß die Prothese nach dem Kauakt jedesmal vollständig in die Ausgangsposition zurückkehren muß, will man die normale Durchblutung der darunterliegenden Schleimhaut gewährleisten. Gerade die letzten zehntel, ja hundertstel Millimeter sind für den Bestand des Kieferkammes entscheidend!"

5. Die Reaktion des Prothesenlagers unter Schleimhaut- effekten

Wie reagiert der alveoläre Knochen pathologisch gesehen als Substrat der Prothese? KOFFER (56) und LAPP (55) zeigen verschiedene Möglichkeiten der Atrophie des alveolären Knochens: Die senile, marantische, neurotrophische, die Inaktivitäts- und Druckatrophie. Obwohl alle Arten der Atrophie die Passgenauigkeit der Prothesen verschlechtern können, interessiert hier speziell die Druckatrophie. Sie ist nach KOFFER (55) und LAPP (55) die einzige exogen (iatroge.) bedingte Art der Atrophie. BÜCHNER (19) führt die Druckatrophie auf die durch den Druck aus der Unterbucht insuffizient werdende Durchblutung zurück. KOFFER (55) und LAPP (55) bezeichnen die Druckatrophie als einen "lokal begrenzten rezessiven Prozeß", der "infolge eines gesteigerten osteoklastischen Abbaues" "nur unmittelbar an der Stelle der Druckeinwirkung" auftritt. Sie beschreiben, daß ein körperfremder Gegenstand "an dem bedrängten Knochen einen immer tiefer werdenden Defekt, eine Druckkavität" hervorruft. Der Defekt vergrößert sich, solange der Druck anhält. Sie halten es für wesentlich, daß der Druck genügend lange einwirkt.

HÄUPEL (21) zeigt, daß speziell unter Prothesen der Lieferkamm, Schleimhaut und Knochen von Umbau- und Anpassungsvorgängen betroffen wird. Er ist zwar der Ansicht, daß durch diese Anpassungsvorgänge ein Zustand erreicht werden kann, "welcher den Lieferkamm bis zu einem ge-
-

Bewegungsfreiheit haben und sich in einem ungeordneten Zustand befinden. Durch die Dehnung wird die Bewegungsfreiheit der langen Gummimoleküle eingeschränkt, sie sind gereckt, hochgeordnet und von einer weitgehend kristallinen Struktur. Es ist für das Verständnis der Zusammenhänge von Bedeutung zu wissen, daß der Entropiegehalt gereckter Moleküle kleiner ist als der entspannter und ungeordneter Gummimoleküle. Schnellt das Gummiband in seine Ruhelage zurück, ist dieser Vorgang mit einer Entropiezunahme verbunden. Jede über die rein elastische Deformation hinausgehende Verformung führt in dem Gummiband - wie auch in einem Kunststoffkörper - zu irreversiblen Umwandlungen und Umlagerungen von Molekülketten, zum Verzerren von Valenzwinkeln und vielen anderen irreversiblen Vorgängen, die mit einer Abnahme des Entropiegehaltes gekennzeichnet sind. Es ist also mit jeder Deformation ein unaufhaltsamer Verfall des Systems verbunden, der sich bei hoher Verformungsfrequenz eines Kunststoffprüfkörpers in seiner Erwärmung manifestiert.

Das lebende Substrat unserer Prothesen, den alveolären Knochen, können wir nicht mit Entropiebetrachtungen erfassen, da er im Gegensatz zur ihm aufgelagerten Prothese alle irreversiblen Veränderungen, selbst die Kontinuitätstrennung, kompensiert.

Jedoch führt die durch die Prothese auf ihn übertragene Druckkraft zu einer mehr oder minder starken Destruktion der Knochenstruktur, die im nächsten Kapitel betrachtet werden soll.

stellkraft des Kunststoffes, da mit jeder Verformung ein Teil der Deformationsenergie in Wärme umgewandelt wird, die nach dem zweiten Wärmegesetz nicht zurückgewonnen werden kann.

Die Entropie stellt eine Rechengröße aus diesem zweiten Wärmegesetz dar und bezeichnet das Verhältnis zwischen der Wärmemenge Q (angegeben in Kalorien) und der Temperatur T . Sie ist ein Kapazitätsfaktor, der in der folgenden Formel definiert ist:

$$\text{Entropie} = \frac{\text{Wärmemenge (Q)}}{\text{Temperatur (T)}}$$

Die Entropie ist der Teil der Energie eines Körpers, der nicht in Arbeit umgesetzt werden kann, ein Maß, aber nicht die Ursache für die Reaktionsbereitschaft eines Systems. Sie gibt die Erklärung für abgelaufene Reaktionen.

Das eben Gesagte läßt sich am besten am System eines Gummibandes erklären, das die Zusammenhänge zwischen Entropieänderung und mechanischer Deformation klar vor Augen führt.

Durch Experimente ist bewiesen, das "die Entropie eines ruhenden Gummibandes größer ist als im gedehnten Zustand" (KLOTZ 37). Diese Aussage läßt den Schluss zu, das die Moleküle eines Gummibandes im Ruhezustand eine große

Mit dieser Formel wird angezeigt, daß die Steifigkeit des Prothesenmaterials proportional mit dem Elastizitätsmodul zu- oder abnimmt. Bei verminderter Steifigkeit der Prothesenbasis verteilt sich die Kaukraft ungleichmäßig auf das Schleimhautpolster und den darunterliegenden Knochen; das bedeutet, es wird hauptsächlich der Alveolarfortsatz im Bereich der Kauansätze erhöhten Druckbelastungen ausgesetzt und als Folge der größeren Resilienz dieser Zonen (LUND 42) stärker komprimiert. Der daraus resultierenden stärkeren Durchbiegung entspricht die Restverformung. Nach JÄNKLE (31) verursacht sie eine Minderdurchblutung des komprimierten Gewebes und damit auch dessen Atrophie. Alle diese eben genannten Faktoren sind die Bestandteile eines circulus vitiosus, der bis zum Bruch einer Prothese wie folgt ablaufen kann:



Die Restverformung als Ursache der Atrophie steht in direkter Beziehung mit den Entropieverlusten eines Basismaterials bei Dauerbelastungen in der Funktion. Die Abnahme der Entropie führt zur Verringerung der Rück-

Nicht zu übersehen ist der Zusammenhang zwischen richtiger Gestaltung der Methacrylatbasis und Steifigkeit der Prothese. VOSS (77) nimmt an, daß der Abbau des Prothesenlagers gleich groß ist, unabhängig davon, ob die Prothesenbasis dick oder dünn modelliert ist. Daraus schließt er, eine dickere Prothese breche eher als eine dünnere. Allerdings bringt die geringere Steifigkeit der dünneren Basis eine stärkere Verformung und damit auch eine größere Nestverformung, die nach JANKE (30, 31), VOSS (75, 76), KLOTZER (33) u. a. zu einer stärkeren Atrophie des Prothesenlagers führt.

Trotz ihrer größeren Flexibilität wird die dünnere Methacrylatbasis daher schneller brechen, da der Prothesensattel als Folge der Atrophie hohl liegt, während eine dicke und damit steife Basis auf ihrem gut erhaltenen Prothesenlager der Kaukraft noch lange Widerstand entgegensetzt. Der Widerstand der Prothesenbasis gegen die Kaukraft hängt vom Grad der Steifigkeit ab. Die Steifigkeit ist aus der folgenden Formel zu errechnen:

$$E \times b \times h^3$$

12

E = Elastizitätsmodul

b = Breite des Prüfkörpers

h = Höhe des Prüfkörpers

net werden soll, wird in folgenden anhand der verschiedenen Lösungsmöglichkeiten beantwortet. (In der zahnheilkundlichen Literatur wird der Widerstand gegen Deformation als Starrheit bezeichnet. Die Physik spricht von steif bzw. Steifigkeit).

Auf der Suche nach einem idealen Kunststoff wurden in Amerika und Frankreich nach den Methacrylaten die Polyamide klinisch erprobt. SELBACH (64) berichtet 1950, daß eine große Firma (gemeint ist Bayer) schon seit zwei Jahren die klinische Brauchbarkeit eines Prothesenmaterials auf Polyambobasis durch Universitätskliniken prüfen ließ. Dabei zeigte sich bei schwieriger Verarbeitung noch Mangel in der Farbgebung und eine äußerst schlechte Retentionsmöglichkeit für Klammern und Ersatzzähne.

Das klinische Hauptproblem wurde von KIÖTZER (33) und VOSS (75) erörtert: nämlich die große Flexibilität als Folge des niederen Elastizitätsmoduls. Polyamide sind zwar unzerbrechlich (ihre Schlagbiegefestigkeit ist nicht meßbar, bei den Methacrylatsen beträgt sie 13 kp/cm² (TASCHT-UNG-ZEITSCHRIFT 66_7), ihre Elastizitätsmodul liegt jedoch bei 130 kp/cm² wesentlich tiefer als der von Methacrylaten (300 kp/cm²). Da, wie später gezeigt wird, die Steifigkeit dem Elastizitätsmodul proportional ist, werden Polyamidprothesen das Prothesenlager wesentlich rascher destruieren als die Methacrylatprothesen und sind aus diesem Grund abzulehnen (KIÖTZER 34).

4. Prothetik Prothetik Prothetik Prothetik Prothetik
Prothetik

Nach der ersten Begeisterung (BAUER, W. 5) darüber, im Kunststoff ein Material gefunden zu haben, das dem Kautschuk in Verarbeitung und Ästhetik überlegen ist, zeigen sich die Mängel (STRACK 69, HENKEL 26, UHLIG 73, 74, VOSS 75 u. a.). Kautschukprothesen wiesen eine wesentlich höhere Lebensdauer auf, obwohl ihre Zeitbiegefestigkeit niedriger liegt als bei Methacrylaten. Praktisch unzerbrechlich sind die Polyamide für die der Schlagbiegeversuch nicht adäquat ist (PEHLE 51, 53, SALCHTING-ZEBROWSKI 56). Es kann aber nicht das Ziel sein, nur unzerbrechliche Prothesen herzustellen. Ebenso wichtig ist die Erhaltung des Prothesenlagers. Diese wird am besten gewährleistet durch eine Prothesenbasis, die die Kaukraft möglichst gleichmäßig in sich und auf das Prothesenlager verteilt. Eine zu dünn modellierte Prothesenbasis gibt, ebenso wie eine solche aus einem Material mit zu niederm Elastizitätsmodul, der Kaukraft an ihrem Angriffspunkt nach und führt zu einem Druckanstieg im Bereich des Alveolarfortsatzes. Es muß die mit dem Druckanstieg im Alveolarfortsatzbereich verbundene Atrophie durch zweckmäßige Formgebung und Verwendung des richtigen Materials verhindert werden.

Die von PISGOT (49) gestellte Frage, ob der Bruchanfalligkeit zahnärztlicher Prothesen mit einer flexiblen oder mit einer steif gestalteten Prothesenbasis begeg-

- d) Der Bruch der totalen Unterkieferprothese ist sehr selten und nicht auf erkennbare Gesetzmäßigkeiten zurückzuführen.

Bezogen auf die Gesamtzahl totaler und partieller Prothesen, entfallen 46 % der Brüche auf die Oberkieferbasen und stellen damit den am häufigsten beobachteten Bruchtyp dar.

Die Oberkieferbasis kann aus klinischen und wirtschaftlichen Gründen nicht immer in Form einer Totellgüßbasis einverleibet werden. Sie verursacht deshalb durch ihre Bruchanfälligkeit immer einen bestimmten Prozentsatz der Bruchreparaturen, der durch eine sinnvolle Verstärkung stark herabgesetzt werden kann.

Sowohl SITH (66) als auch VOGT und SCHLICKHAUF (77) können keine eindeutigen Zusammenhänge zwischen Tragezeit und Bruchursachen feststellen. SITH stellt die höchste Bruchanfälligkeit nach zwei Jahren Tragezeit fest.

Aus den Statistiken können einige Gesetzmäßigkeiten abgeleitet werden:

- a) Leist führt eine Akkumulation ungünstiger Umstände zu Prothesenbruch.
- b) Der stereotype Bruch der oberen Prothesenbasis im Bereich der mittleren Schneidezähne beweist, daß in diesen anterioren Teil die größten Materialspannungen auftreten.
- c) Die Brüche an den Aussparungen für einzelstehende Restzähne und das Abbrechen präzise geformter Schlußstücke sind auf niegespannten an zurückzuführen, die noch von Spannungen entsprechen der Totalprothese überlastet werden.

totale Oberkieferprothese mit natürlichen unteren Zähnen
in Okklusion stand.



Abb. 1. Bruchlinienverlauf in oberer totalen Prothesen.

Umzeichnung nach VOSS und SCHWICKERATH (77).

Eine größere Statistik liegt auch vor von VOSS und
SCHWICKERATH. Sie erfasst alle Prothesentypen und gibt
folgende Aufgliederung:

Von allen untersuchten Bruchreparaturen entfallen	
auf die totale obere Prothese	32,0 %
auf die partiellen Prothesen	71,0 %
auf die totale Unterkieferprothese	2,5 %

II. LITERATURTEIL

1. Die Statistik der Prothesenbrüche

Bei allen anfallenden Wiederherstellungsarbeiten überwiegen die Reparaturen zerbrochener Kunststoffprothesen. Ersatzstücke aus Metall brechen vergleichsweise wesentlich seltener. Genauere Angaben über den Anteil von Kunststoffprothesen bei Wiederherstellungsarbeiten und sonstiger prothetischen Leistungen sind bei LÖFFLER (41) nachzulesen: Von 2910 Wiederherstellungsarbeiten an Prothesen sind 778 Bruch- und Sprungreparaturen; die einmal gelazerten Ersatzstücke liegen hier zahlenmäßig an der Spitze (LÖFFLER 41).

SEITZ (42) registriert folgende Ursachen für einen Bruch der totalen Oberkieferprothese (jede Prozentangabe bezieht sich auf 172 untersuchte Prothesen mit Mittellinienbruch):

96 % der Brüche totaler Oberkieferprothesen haben ihren Ursprung zwischen den beiden oberen Schneidezähnen. Eine tiefe Aussparung für das Lippenbändchen hat in 80 % der Fälle den wirklichen Querschnitt der Reformierten Anteile reduziert und zum Bruch der Prothese geführt.

Bei 87 % der Fälle war die Verbindung zwischen dem mittleren Schneidezahn und dem Basismaterial die Bruchursache. 56 % der Prothesen waren zuvor schon einmal repariert worden, davon 53 % mit Kaltplast. Besonders auffallend ist, daß in 34 % der Mittellinienbrüche die

Im Rahmen der Untersuchungen ver. 11.15 über die Prothese im Funktionsgeschehen soll die hier vorliegende Arbeit prüfen, wie weit Glasfasern als Verstärkungsmaterial werkstoffkundlich und klinisch brauchbar sind.

I. EINFÜHRUNG

Die technische Entwicklung der letzten zwei Jahrzehnte erforderte in zunehmendem Maße neue Werkstoffe. Besonders bewährt haben sich in der Industrie die glasfaserverstärkten Kunststoffe. Sie besitzen überdurchschnittliche mechanische Eigenschaften und haben darüber hinaus den Vorteil des geringen Gewichtes und hoher Widerstandsfähigkeit gegen chemische Einwirkungen.

In der Zahnheilkunde haben sich die mit Glasfasern verstärkten Kunststoffe noch nicht durchsetzen können. Dabei machen Reparaturen gerade an schleimhautgetragenen Kunststoffprothesen einen großen Anteil zahnärztlicher prothetischer Leistungen aus. Die Ursachen dafür liegen in der geringen Dauerfestigkeit der Methacrylate. Der früher verwendete Kautschuk hielt zwar wesentlich höheren Dauerbelastungen stand, war aber schwer zu verarbeiten. Die Vorteile der Methacrylate liegen in der leichten Verarbeitung und der besseren Ästhetik. Ihre mechanischen Nachteile sollten stabilisierende Einlagen - z. B. aus Stahl oder Perlronnetzen - ausgleichen.

Das beste uns heute bekannte Verstärkungsmaterial für Kunststoffe sind jedoch Glasfasern. Sie stehen in zahlreichen Modifikationen zur Verfügung, deren Eignung für kompliziert geformte Prothesen durch die polarisationsoptische Spannungsanalyse (in den Versuchen von KÄSTNER 35, 36 und SCHOLTZ 52) nachgewiesen ist.

IV. DISKUSSION DER ERGEBNISSE

V. ZUSAMMENFASSUNG

2. Versuche an Paläonpräparaten mit verschiedenen Verstärkungseinlagen:

- a) Herstellung der Prüfkörper
- b) Beschreibung der Apparatur
 - 1. Belastungsapparatur
 - 2. Spannungsoptische Apparatur
- c) Die Versuche und ihre Ergebnisse

3. Die Längskontraktion unverstärkter und mit Rovings verstärkter Prüfkörper durch die Polymerisation

- a) Herstellung der Prüfkörper
- b) Beschreibung der Apparatur
- c) Ergebnisse

4. Biegeversuch an balckenförmigen Prüfkörpern

- a) Herstellung der Prüfkörper
- b) Apparatur
- c) Der einfache Biegeversuch
- d) Biegeversuch zur Feststellung der Hysteresefläche
- e) Ergebnisse

5. Klinische Versuche

- a) Reparaturen von häufig brechenden Prothesen
- b) Die Verwendungsmöglichkeit der Glasfasern in der Prothetik und ihre Grenzgebiete
- c) Die Verarbeitungsmöglichkeiten der Glasfasern zur Verstärkung von Kunststoffen bei der Herstellung der Prothesen

Die Verstärkung dentaler Kunststoffe
unter besonderer Berücksichtigung der Glasfasern

I. EINLEITUNG

II. LITERATURTEIL

1. Die Statistik der Prothesenbrüche
2. Das Problem der flexiblen oder steifen Gestaltung der Prothesenbasis
3. Die Reaktion des Prothesenlagers unter schleimhautgetragenen Prothesen
4. Ursachen für den Bruch einer Prothese
5. Das unterschiedliche Verhalten der verschiedenen Prothesentypen im Funktionsgeschehen
6. Die Verwendung verschiedener Verstärkungsmaterialien in der Zahnheilkunde
7. Das Verhalten der Prothesenkunststoffe bei mechanischer Beanspruchung.

III. EXPERIMENTELLER TEIL

1. Belastungsanalyse von unteren partiellen schleimhautgetragenen Prothesen mit Hilfe der Dehnungsmeßstreifen (DMS)
 - a) Methode und Apparatur
 - b) Durchführung der Versuche
 - c) Ergebnisse der Versuche

LEINLE ELTERN

3 . . I . . . T

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Universität
München

Berichterstatte: Prof. H. van Thiel

Dekan: Prof. Marguth

Tag der mündlichen Prüfung: 19.12.1968

AUS DER PROTHETISCHEN ABTEILUNG
DER KLINIK FÜR ZAHN-, Kiefer- UND Kieferknochenheilkunde
DER UNIVERSITÄT MÜNCHEN.

ehemaliger Vorstand:	Prof. Dr. H. von Thiel
jetziger Vorstand:	Prof. Dr. E. Kraft
Direktor:	Prof. Dr. Dr. J. Heiss

Die Verstärkung dentaler Kunststoffe
unter besonderer Berücksichtigung der Glasfasern

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde in der Zahnheilkunde
verfaßt und
einer Hohen Medizinischen Fakultät
der Ludwigs-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
Helmut Schreiegg
aus Waldsassen

München 1958

THESIS

MUNICH

1968

DIE VERSTÄRKUNG DENTALER
KUNSTSTOFFE
UNTER BESONDERER BERÜCKSICHTIGUNG
DER GLASFASERN

HELMUT SCHREIEGG